

Aus der Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie
der Universität Erlangen – Nürnberg
Direktor: Professor Dr. med. R. Sauer

Dosimetrie am umgekehrten Y-Feld zur Strahlentherapie des Morbus Hodgkin

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von
Georg Dorsch
aus Fürth

1984

Aus der Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie
der Universität Erlangen - Nürnberg
Direktor: Professor Dr. med. R. Sauer

Dosimetrie
am umgekehrten Y-Feld zur Strahlentherapie
des Morbus Hodgkin

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von
Georg Dorsch
aus Fürth

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg

Dekan: Prof. Dr. F. Wolf
Referent: Prof. Dr. R. Sauer

Tag der mündlichen Prüfung: 13.02.1984

Inhaltsverzeichnis

	<u>Seite</u>
1. <u>Einleitung</u>	1
2. <u>Material und Methoden</u>	5
2.1 Zielvolumen	5
2.2 Bestrahlungsgeräte	5
2.2.1 Gammatron 3	5
2.2.2 Linearbeschleuniger	5
2.2.2.1 Mevatron 67	6
2.2.2.2 Mevatron 20	6
2.3 Bestrahlungsobjekt	6
2.4 Organlokalisation und Meßpunktzuordnung	7
2.5 Festlegung der Bestrahlungsfelder	8
2.6 Anfertigung der Sekundärkollimatoren	9
2.7 Feldlokalisation am Phantom	10
2.8 Bestrahlungstechnik	10
2.8.1 Bestrahlung an den Linearbeschleunigern	10
2.8.2 Bestrahlung am Gammatron	14
2.8.2.1 Lagerung des Phantoms	14
2.8.2.2 Strahlzentrierung	14
2.8.2.3 Plazierung der Sekundärkollimatoren	15
2.9 Bestrahlungsplanung	17
2.10 Feldkontrollen	17
2.11 Dosimetrie	18
2.11.1 Ionisationskammer	18
2.11.2 Thermolumineszenzdosimetrie (TLD)	18
2.11.2.1 Auswertung der TLD-Messungen	19
2.11.3 Filmdosimetrie	22
2.11.3.1 Darstellung frontaler Isodosenverläufe	22
2.11.3.2 Berechnung der Organvolumina definierter Strahlenbelastung	23

	<u>Seite</u>
3. <u>Ergebnisse</u>	25
3.1 Lymphknotendosis	25
3.2 Milzdosis	40
3.3 Wirbel- und Rückenmarksdosis	40
3.4 Nierendosis	45
3.5 Ovariendosis	47
3.6 Testesdosis	53
3.7 Pankreasdosis	54
3.8 Leberdosis	55
3.9 Blasendosis	56
3.10 Rektumdosis	57
3.11 Darmdosis	57
3.12 Dosis im Schatten des Sekundärkollimators	60
3.13 Beziehung zwischen geplanter und gemessener Herddosis	61
3.14 Abweichungen der gemessenen durchschnittlichen Herddosen und der Monitorkalibrierungen im Verlauf der Versuchszeiträume	63
3.15 Dosisreduktion durch zusätzliche patientennahe Abschirmung	66
4. <u>Diskussion</u>	
4.1 Auswirkungen der Strahlenqualität auf die Dosisverteilung im Gewebe	68
4.1.1 Feldhomogenität	68
4.1.2 Auslastung des Zielvolumens	69
4.1.3 Randabfall	71
4.1.4 Streu- und Leckstrahlung	72
4.1.5 Aufbaueffekt	73
4.1.6 Bestrahlungsbedingungen	74
4.1.7 Folgerungen aus den Eigenschaften der unterschiedlichen Strahlenenergien	75

	<u>Seite</u>
4.2	Schwankungen der Herddosis 75
4.3	Alderson-Phantom 79
4.4	Thermolumineszenzdosimetrie 80
4.5	Filmdosimetrie 82
4.6	Organdosen 83
4.6.1	Lymphknoten 83
4.6.2	Milz 86
4.6.3	Rückenmark 87
4.6.4	Nieren 88
4.6.5	Ovarien 90
4.6.6	Testes 95
4.6.7	Leber 97
4.6.8	Pankreas 97
4.6.9	Blase 97
4.6.10	Darm und Rektum 98
5.	<u>Zusammenfassung</u> 99
6.	<u>Anhang I: Methodik</u> 102
6.1	Thermolumineszenzdosimetrie 102
6.1.1	Physikalische Grundlagen 102
6.1.2	Thermolumineszenzdosimeter und ihre Handhabung 102
6.1.3	Auswerteapparatur 103
6.1.3.1	Aufbau 103
6.1.3.2	Nulleffekt der Apparatur 103
6.1.3.3	Reproduzierbarkeit der Meßvorrichtung 104
6.1.4	Temperaturbehandlung der TLD 105
6.1.5	TLD-Kalibrierung 107
6.1.6	Spezielle Eigenschaften der TLD 109
6.1.6.1	Empfindlichkeitsunterschiede einer Charge 109

	<u>Seite</u>
6.1.6.2	Drift des Kalibrierfaktors 109
6.1.6.3	Dosisabhängigkeit des Kalibrierfaktors 111
6.1.6.4	Abhängigkeit der TLD-Anzeige von der Bezugstiefe 112
6.1.7	Fehlerbetrachtungen zur TLD-Methode 114
6.2	Filmdosimetrie 116
6.2.1	Filmmaterial 116
6.2.2	Anwendungstechnik 116
6.2.3	Filmentwicklung 117
6.2.4	Auswertung belichteter Filme 117
6.2.5	Filmkalibrierung 118
7.	<u>Anhang II: Darstellung der Phantom-</u> <u>scheibenumrisse mit Organ- und Meß-</u> <u>punktlokalisierung und der Einzelmeß-</u> <u>ergebnisse mit TLD bei unterer Abschnitts-</u> <u>bestrahlung</u> 122
7.1	Darstellung der Umrisse der verwendeten Phantomscheiben, der Organkonturen und der TLD-Meßpunktlokalisierung und -nume- rierung 123
7.2	Einzelmeßergebnisse bei unterer Ab- schnittsbestrahlung mit <u>10 MV-Röntgen-</u> <u>strahlung</u> 131
7.2.1	TLD-Meßwerte bei Feldform für Männer, ohne Rückenmarkssatellit 131
7.2.2	TLD-Meßwerte bei Feldform für Frauen, ohne Rückenmarkssatellit 134
7.2.3	TLD-Meßwerte bei Feldform für Frauen, mit Rückenmarkssatellit 137

	<u>Seite</u>
7.3	Einzelmeßergebnisse bei unterer Ab- schnittsbestrahlung mit <u>6 MV-Röntgen- strahlung</u> 139
7.3.1	TLD-Meßwerte bei Feldform für Männer, ohne Rückenmarkssatellit 139
7.3.2	TLD-Meßwerte bei Feldform für Frauen, ohne Rückenmarkssatellit 142
7.3.3	TLD-Meßwerte bei Feldform für Männer, mit Rückenmarkssatellit 145
7.3.4	TLD-Meßwerte bei Feldform für Frauen, mit Rückenmarkssatellit 147
7.4	Einzelmeßergebnisse bei unterer Ab- schnittsbestrahlung mit <u>Telekobalt- strahlung</u> 150
7.4.1	TLD-Meßwerte bei Feldform für Frauen, ohne Rückenmarkssatellit 150
7.4.2	TLD-Meßwerte bei Feldform für Frauen, mit Rückenmarkssatellit 153
8.	<u>Anhang III: Ausgewählte Darstellungen von Isodosenverläufen in Horizontalebene</u> 157
8.1	Vorbemerkungen 157
8.2	10 MV-Röntgenstrahlung 159
8.3	6 MV-Röntgenstrahlung 165
8.4	Kobalt-60-Strahlung 171
9.	Literaturverzeichnis 177

1. Einleitung

Mit einem sogenannten umgekehrten Y-Feld werden die infradiaphragmalen Lymphknoten sowie der Milzstiel, gegebenenfalls auch die Milz, bei Vorliegen einer Lymphogranulomatose bestrahlt.

Die Lymphogranulomatose, der Morbus Hodgkin, ist eine lymphoretikuläre Systemerkrankung und gehört zu den malignen Lymphomen. Sie ist durch die Verbindung einer abnormen Retikulumzellproliferation vom Typ der Reed-Sternberg-Zellen und ihrer Varianten sowie einer Proliferation verschiedener Entzündungszellen gekennzeichnet. Je nach Malignitätsgrad ist das Verhältnis der einzelnen Zellelemente unterschiedlich. So steht die Zahl der Reed-Sternberg-Zellen und der pathologischen Retikulumzellen im umgekehrten Verhältnis zur Lymphozytenzahl. Sind beispielsweise die Lymphozyten vermindert oder eliminiert, so finden sich zahlreiche Hodgkin-Zellen. Demnach unterscheidet man histologisch vier Formen der Lymphogranulomatose, nämlich (22):

1. Lymphozytenreiche Form
2. Noduläre Sklerose
3. Mischtyp
4. Lymphozytenarme Form (Hodgkin-Sarkom).

Diese Klassifikation von RYE geht mit der Prognose der Krankheit einher. Diese ist umso günstiger, je größer der Anteil an Lymphozyten ist und umso ungünstiger, je mehr Sternberg-Reed-, Hodgkin- und andere pathologische Retikulumzellen vorhanden sind.

Das Ausmaß der Erkrankungsausbreitung im Körper wird nach den Richtlinien der Konferenz in ANN ARBOR (1971)

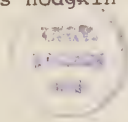
folgendermaßen festgelegt (5):

Stadium

- I : Befall einer einzigen Lymphknotenregion (I) oder eines einzigen extralymphatischen Organs (I_E)
- II : Befall von zwei oder mehr Lymphknotenregionen auf der gleichen Seite des Zwerchfells (II) oder lokalisierter Befall extralymphatischer Organe oder Gewebe und von 1 oder mehr Lymphknotenregionen auf der gleichen Seite des Zwerchfells (II_E)
- III : Befall von Lymphknotenregionen auf beiden Seiten des Zwerchfells (III), welcher ebenfalls von lokalisiertem Organ- oder Gewebefall (III_E) oder Milzbefall (III_S) oder beidem (III_{SE}) begleitet sein kann
- IV : Diffuser oder disseminierter Befall von 1 oder mehreren extralymphatischen Organen oder Geweben mit oder ohne vergrößerte Lymphknoten.

Die Wahl der Therapie hängt vom Tumorstadium ab. Grundsätzlich eignen sich die Radiotherapie und die Chemotherapie, während die Chirurgie nur als Staging-Untersuchung von Bedeutung ist. Im Stadium I bis III A wird die Radiotherapie eingesetzt, in den höheren Stadien (III B bis IV) die systemisch wirkende Chemotherapie. Bei Patienten mit hohem Rückfallrisiko (Mediastinaltumor, ausgedehnter Milzbefall, B-Symptomatik, hohe Blutsenkungsreaktion, ungünstige Histologie) wird vermutet, daß die Kombination aus Radio- und Chemotherapie die Prognose des Leidens verbessern kann.

Somit nimmt die Strahlentherapie einen festen Platz im Behandlungskonzept des Morbus Hodgkin ein. Der Vorteil



der Radiotherapie gegenüber der Chemotherapie ist die lokalisierte, gezielte Behandlungsmöglichkeit befallener Lymphknotengebiete und die hohe Tumorkontrollrate. Hierzu sind drei Bestrahlungsmethoden möglich (19):

- involved field therapy: nur die klinisch befallenen Lymphknotengebiete werden bestrahlt.
- extended field therapy: die den befallenen Lymphknotenarealen benachbarten, klinisch freien, werden mit erfaßt. Die Bestrahlung wird als obere oder untere Abschnittsbestrahlung durchgeführt.
- total nodal irradiation: sämtliche zentralen Lymphknotenstationen liegen im Strahlenfeld.

Die Bestrahlung erfolgt unter Hochvoltbedingungen. Dabei bedient man sich der Großfeldtechnik. Die supradiaphragmalen Lymphknoten werden mit einem sogenannten Mantelfeld bestrahlt, die infradiaphragmalen mit einer Feldanordnung, welche in ihrer Form einem umgekehrten "Y" gleicht. Je größer hierbei das vom Nutzstrahlenbündel erfaßte Körpervolumen ist, umso mehr unbeteiligte Organe werden im Bestrahlungsvolumen liegen, desto höher wird die Gefahr des Auftretens von radiogenen Nebenwirkungen sein. Zu den kritischen Organen im Abdomen zählen Ovarien bzw. Testes, Nieren, Rückenmark und Darm. Das Ausmaß einer Mitbestrahlung von kritischen Organen im Abdominalbereich ist für die bei der Strahlenbehandlung auftretenden Nebenwirkungen verantwortlich. Es muß die Aufgabe des Strahlentherapeuten sein, diese möglichst gering zu halten.

In der Literatur ist zwar mehrfach über die Fragestellung berichtet worden (18, 20, 27, 30, 37, 40), doch nicht so detailliert und systematisch, wie es für die Therapieplanung der modernen Strahlentherapie erforderlich ist.

Wir haben uns deshalb zur Aufgabe gesetzt

1. die in der Literatur angegebenen Daten über die Strahlenbelastung gesunder Organe im Abdomen zu überprüfen,
2. die Literaturdaten mit den Bestrahlungsbedingungen in Erlangen zu vergleichen,
3. die spezifische Volumenbelastung der kritischen Organe festzustellen
4. die Verhältnisse bei den heute in der Hochvolttherapie angewendeten Strahlenqualitäten - Telekobalt, 6 MV- und 10 MV-Röntgenstrahlung - zu vergleichen.

2. Material und Methoden

2.1 Zielvolumen

Beabsichtigt war eine Bestrahlung der paraaortalen, iliakalen und inguinalen Lymphknotengruppen, des Milzstiels und fakultativ der gesamten Milz. Sie erfolgte über individuell den Zielstrukturen angepaßte, opponierende Stehfelder, die durch spezifisch geformte Sekundärkollimatoren ausgeblendet wurden. Obligat war ein Schutz von Urethra, Blase, Vagina, Uterus und Rektum. Daneben konnte ein Rückenmarksschutz (bis LWK 2) wahlweise verwendet werden.

2.2 Bestrahlungsgeräte

Es standen drei Apparate mit jeweils verschiedenen Photonenenergien zur Verfügung.

2.2.1 Gammatron 3

Kobalt-60 emittiert beim Zerfall Gammastrahlung der Energien 1,17 und 1,33 MeV.

Wir verwendeten für unsere Untersuchung das Telekobaltgerät der Universitäts-Frauenklinik Erlangen, dessen Quelle zur Zeit der Messungen eine Aktivität von etwa 6000 Ci aufwies.

2.2.2 Linearbeschleuniger

Die uns zur Verfügung stehenden Linearbeschleuniger stammen aus der Mevatron-Reihe der Firma Siemens.

2.2.2.1 Mevatron 67

Dieser Beschleuniger erzeugt eine Röntgen-Bremsstrahlung mit einer maximalen Energie von 6 MeV. Dieser Wert ist durch eine Relativedosis von $67 \pm 2 \%$ des Dosismaximums in 10 cm Wassertiefe bei einer Feldgröße von 10 cm x 10 cm und einem Fokus-Haut-Abstand von 100 cm ausgezeichnet (39).

2.2.2.2 Mevatron 20

Dieser Beschleuniger liefert maximale Photonenenergien von 10 MeV. Das entspricht einer relativen Tiefendosis von $74 \pm 2 \%$ in einer Wassertiefe von 10 cm bei einer Feldgröße von 10 cm x 10 cm im Fokus-Haut-Abstand von 100 cm (38).

2.3 Bestrahlungsobjekt

Als Bestrahlungskörper diene ein Rando-Phantom des Alderson Research Laboratory, kurz Alderson-Phantom genannt. Dieses Phantom besteht aus einem in eine spezielle Kunststoffmasse eingegossenen menschlichen Skelett und entspricht in seiner Form näherungsweise dem Rumpf eines Erwachsenen durchschnittlicher Körpergröße. Aufgrund seiner Zusammensetzung besitzt das Phantom dem menschlichen Körper angelegene Strahlenabsorptionseigenschaften (25). Das Phantom ist durch Transversalschnitte in je 2,5 cm dicke Scheiben zerlegt. Jede Scheibe weist ein quadratisches Raster von Bohrlöchern auf, deren Ab-

stand je 3 cm beträgt. Die Löcher dienen der Aufnahme von Dosimetern. Bei unseren Betrachtungen verwendeten wir nur die Scheiben 09 bis 35 des Phantoms (vergleiche Abb. 1), die zur Bestrahlung zwischen zwei Holzplatten mittels einer Zuggurtung fixiert waren.

2.4 Organlokalisation und Meßpunktzuordnung

Um den bei der Dosimetrie interessierenden Organen adäquate Meßpunkte zuordnen zu können, wurden in Umrißzeichnungen der einzelnen Phantomscheiben die Organkonturen zusammen mit dem Bohrlochraster eingezeichnet. Die Organlokalisation erfolgte zu Teil nach den anatomischen Atlanten von SOBOTTA et al. (41) und McMINN et al. (26), nach ROHEN (33), hauptsächlich jedoch nach GAMBARELLI et al. (12). In diesem Werk ist in geringen Abständen die Organotopographie in Horizontalschnitten durch den menschlichen Körper dargestellt. Eine relativ genaue Transposition auf die Gegebenheiten am Alderson-Phantom wurde dadurch erreicht, daß wir die Organkonturen derjeniger Schnittebenen des Atlas maßstabgetreu auf die Phantomscheiben übertrugen, die bezüglich der Höhenlokalisation am besten korrespondierten. Auf diese Art legten wir die normalen Positionen von Milz, paraaortalen und iliakalen Lymphknoten, Leber, Nieren, Wirbeln und Rückenmark, Pankreas, Dünndarm, Rektum, Blase und Ovarien fest.

In der Literatur (17, 19, 27, 37) finden sich Vorschläge zur Reduktion der Strahlenbelastung an den Ovarien. Dazu können diese Organe während einer

Laparotomie weit nach caudomedial vor und hinter den Uterus in den Schutzbereich des Blasen Satelliten verlagert werden. Alternativ besteht die Möglichkeit, die Ovarien lateral an den Beckenschaukeln zu befestigen und sie auf diese Weise vor der Primärstrahlung zu schützen.

Um die Strahlenbelastung operativ verlagelter Ovarien messen zu können, wählten wir Meßpunkte in der Mitte der Phantomscheiben 30 und 31. Sie befinden sich im Strahlenschatten der Blasenabschirmung. Hierzu war das Aufbohren einiger zusätzlicher Meßlöcher erforderlich. Weiterhin wurden Meßpunkte für lateral verlagerte Ovarien in Scheibe 28 ca. 1,5 cm bzw. 2 cm medial der knöchernen Beckenschaukeln, entsprechend einem Abstand von jeweils 9 cm von der Medianlinie, lokalisiert.

Weil das Alderson-Phantom keine dem äußeren männlichen Genitale äquivalenten Strukturen aufweist, mußte ein Hodenersatz konstruiert werden. Er bestand aus einem Plexiglaskeil von 4 cm Dicke, 6 cm Höhe und ventral 6 cm, dorsal 2,5 cm Breite und enthielt Bohrungen für vier Dosimeter. Der Plexiglaskeil wurde zwischen den Beinansätzen des Phantoms fixiert. Er konnte so als gut reproduzierbar lokalisierter Aufbaukörper an der Stelle eines Skrotums angesehen werden.

2.5 Festlegung der Bestrahlungsfelder

In eine a.p.- und eine p.a.-Abdomenübersichtsaufnahme des Phantoms mit definierter Röntgenstrahl-

geometrie (Fokus-Film-Abstand = 140 cm) wurden die Umrisse der geplanten Y-Felder eingezeichnet. Die Maße der Primärfelder betrugen 18,5 cm x 28,5 cm beim ventro-dorsalen und 18,5 cm x 24,5 cm beim dorso-ventralen Feld. Das dv-Feld war gegenüber dem vd-Feld caudal um 4 cm verkürzt.

2.6 Anfertigung der Sekundärkollimatoren

Die fokussierten Absorber zum Ausblenden der irregulären Felder bestanden aus Wood-Metall. Wood'sches Metall ist eine Legierung aus 50 % Wismut, 25 % Blei, 12,5 % Zinn und 12,5 % Cadmium. Wir bestimmten dafür eine Halbwertsdicke bei 6 MV-Photonenstrahlung von ca. 1,7 cm:

Mevatron 67: 6 MV-Photonen; Dosismessung ionometrisch im Wasserphantom

Dosis bei gleichen Einstrahlbedingungen:

- ohne Absorber 1,35 Gy
- mit solidem Wood-Metall-Absorber 0,066 Gy
(Dicke 7,6 cm)

Dosisreduktion auf ca. 5 %; daraus berechnete Halbwertsdicke: ca. 1,7 cm.

Die Satelliten wurden nach dem von CROMMELIN et al. (6) beschriebenen Verfahren hergestellt und unterschieden sich bezüglich ihrer Maße je nach Feldform. Alle waren ca. 7,1 cm dick, entsprechend etwa 4 Halbwertsdicken. Insgesamt wurden Sekundärkollimatoren für sechs verschiedene Bestrahlungssituationen angefertigt: vd, dv und dv mit Rückenmarkssatellit jeweils für männliche und weibliche Verhältnisse. Die Feldkonfigurationen für Männer

bzw. Frauen unterschieden sich in der Form des Absorbers für Blase bzw. Blase, Vagina, Uterus und Ovarien (vergleiche Abb. 1 a und b).

2.7 Feldlokalisation am Phantom

Die Einpassung der Absorber in die Phantomanatomie erfolgte wiederum unter Einhaltung der Strahlgeometrie an den Therapiegeräten mittels des Therapiesimulators Ximatron III der Firma Siemens unter Durchleuchtungskontrolle. Die festgelegten Feldgrenzen wurden auf dem Phantom an aufgeklebten Heftpflasterstreifen markiert. Die Feldlagen sind in den Abb. 1 a und b dargestellt.

2.8 Bestrahlungstechnik

2.8.1 Bestrahlung an den Linearbeschleunigern

Lagerung, Strahlzentrierung, Abstandseinstellung und Lokalisation der Sekundärkollimatoren erfolgte an den Beschleunigern wie im routinemäßigen Therapiebetrieb. Den Fokus-Haut-Abstand ermittelten wir mit dem geräteeigenen optischen Entfernungsmesser. Wir arbeiteten mit einem Fokus-Haut-Abstand von $120,5 \pm 2$ cm. Es sei angemerkt, daß die genaue Horizontallage des Phantoms auf der Bestrahlungsliege zusätzlich durch die Verwendung von Sidepointern überprüft und gegebenenfalls korrigiert wurde.

Eine Skizze der Anordnung gibt Abb. 2.

PHANTOM-
SCHEIBE

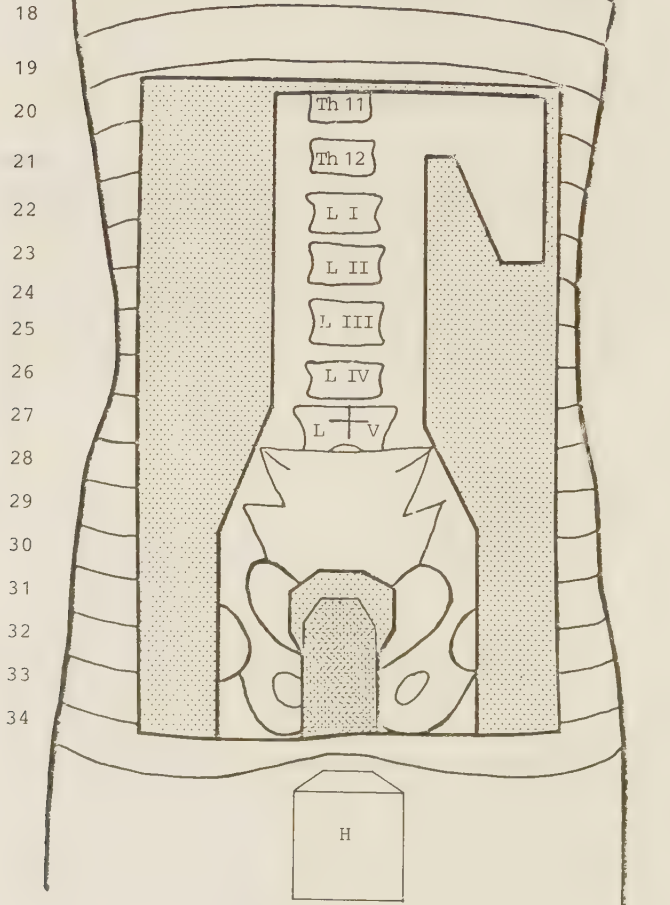


Abb. 1 a: Alderson-Phantom und Position des ventro-
dorsalen Strahlenfeldes;
Beachte die unterschiedliche Form der Blas-
senabdeckung für Männer bzw. Frauen.

H : Lage des Hodenäquivalentes

+ : Lage des Zentralstrahls

PHANTOM-
SCHEIBE

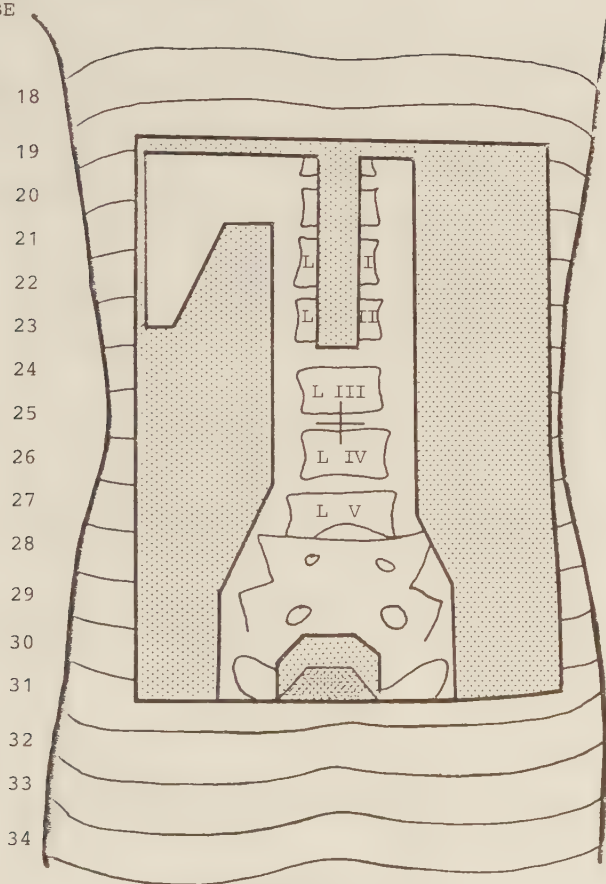


Abb. 1 b: Alderson-Phantom und Position des
dorso-ventralen Strahlenfeldes;

Beachte das gegenüber dem vd-Feld ver-
kürzte Volumen, den Rückenmarkssatelliten,
der wahlweise eingesetzt wurde, sowie die
unterschiedliche Form der bei Männern bzw.
Frauen verwendeten Blasensatelliten.

+ : Lage des Zentralstrahls

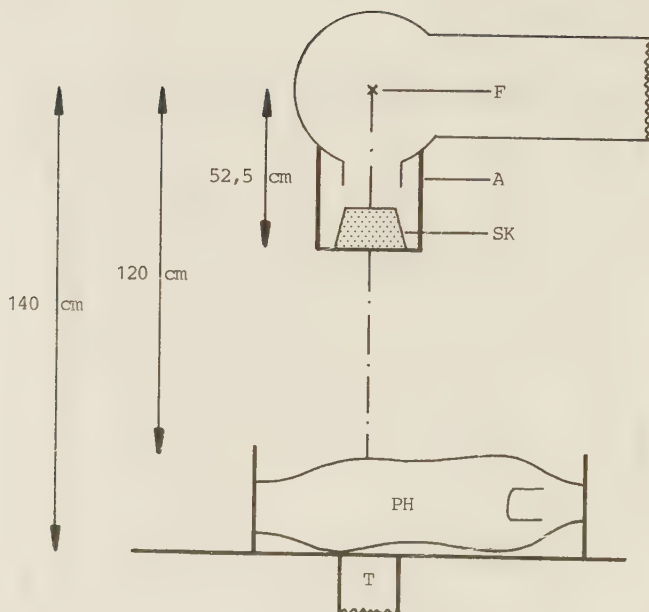


Abb. 2: Phantomlagerung am Linearbeschleuniger

F : Fokus

A : accessory holder: Haltevorrichtung
für Sekundärkollimatoren

SK: Sekundärkollimator

PH: Alderson-Phantom

T : Patientenlagerungstisch

2.8.2 Bestrahlung am Gammatron

Wir wollten die Einstellparameter am Gammatron und an den Beschleunigern gleich halten, um

- einen direkten Vergleich der Bestrahlungsbedingungen mit unterschiedlichen Energien zu ermöglichen und
- keine Abweichungen in der Form neuer, der anderen Strahlgeometrie angepaßter Absorber in Kauf nehmen zu müssen, die die Reproduzierbarkeit der Bestrahlungsverhältnisse sicher beeinflussen hätten.

Da mit dem Gammatron kein Quellen-Haut-Abstand (QHA) von 120 cm erreichbar ist und kein Sekundärkollimatorhalter angebracht ist, mußten an diesem Apparat einige Einstellungen abweichend von Routinebedingungen vorgenommen werden.

2.8.2.1 Lagerung des Phantoms

Wir legten das Phantom auf Styrodurplatten auf den Boden neben die Bestrahlungsliege. Die Horizontallage wurde hierbei durch Abgleichen der Abstände der Sidepointermarkierungen von der Unterlage erreicht.

2.8.2.2 Strahlzentrierung

Um die Lageabweichungen des Phantoms von der Nullstellung des Strahlerkopfes auszugleichen, brachten wir den Rotationsarm des Gerätes in

eine Winkelposition und drehten den Strahlerkopf um den gleichen Betrag gegen. Dadurch war die Strahlrichtung wieder senkrecht nach unten gerichtet. Auf diese Art konnte eine Zentrierung wie bei der Einstellung an den Beschleunigern erfolgen.

2.8.2.3 Plazierung der Sekundärkollimatoren

Am Gammatron ist kein Satellitenhalter vorgesehen. So verwendeten wir eine 1 cm dicke Plexiglasplatte, die stabil an einem Stativ höhenverschieblich montiert war. Die Einstellung Quelle-Plattenoberfläche (= 52,5 cm) erfolgte mit einem mechanischen Maßband. Nach Aufbringen des jeweiligen Absorbers auf den Träger verlief die weitere Justierung anhand der Phantommarkierungen wie an den Beschleunigern.

Eine Skizze der Bestrahlungslage am Gammatron zeigt Abb. 3.

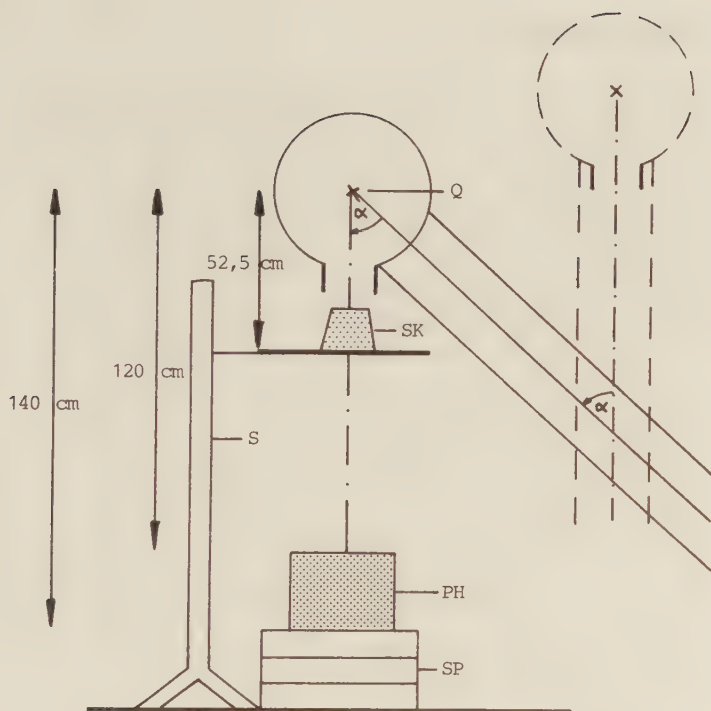


Abb. 3: Phantomlagerung und Strahlgeometrie
am Gammatron

Q : Strahlenquelle

SK: Sekundärkollimator

S : Stativ

PH: Phantomstativ-Grundplatte

SP: Styrodurplatten zur Phantomlagerung

α : Rotations- und Kippwinkel

gestrichelt: Grundstellung des Strahler-
kopfes und des Rotationsarms

2.9 Bestrahlungsplanung

Die Bestrahlungsplanung erfolgte als Zentralstrahlkalkulation, die die aktuelle Dosisleistung des Bestrahlungsgerätes, die Tiefendosisleistung der jeweiligen Strahlenart und die Tiefe der Herdstrukturen berücksichtigte. Sie erbrachte unterschiedliche Bestrahlungszeiten an den einzelnen Geräten. Das Zielgebiet wurde hierzu in der Körpermitte angenommen - bei einem Phantomdurchmesser von 21 cm in den Zentralscheiben also in 10,5 cm Tiefe. Die Dosis im Zielgebiet sollte wie bei einer üblichen klinischen Bestrahlung 2,00 Gy pro Fraktion betragen. Für das 10 MV-Gerät errechneten sich vd- bzw. dv-Einstrahlzeiten von je 166 Monitoreinheiten, entsprechend etwa 0,55 Minuten. Am 6 MV-Beschleuniger mußten 208 bzw. 206 Monitoreinheiten vd bzw. dv (Kleine FHA-Differenzen) in einer Zeit von etwa 0,95 Minuten eingestrahlt werden. Die Bestrahlungszeit am Telekobaltgerät betrug je 4,30 Minuten für Bauch- und Rückenlage.

2.10 Feldkontrollen

Im Verlauf der Bestrahlungen wurden mehrfach Feldkontrollen durchgeführt. Unter das Phantom wurden Filme (Kodak X-Omat therapy verification film) gelegt. Nach maschineller Entwicklung konnte die Feldlage anhand abgebildeter Skelettkonturen überprüft werden.

2.11 Dosimetrie

2.11.1 Ionisationskammer

Zur absoluten Messung der Ionendosis in einer Bezugstiefe von 10 cm Wasser wurde ein Dosisleistungsmeßgerät Dosimontor DL 4 der Firma PTW, Freiburg i. Br., benutzt, an das eine Schlauchkammer angeschlossen war. Der Meßfehler dieser Apparatur wurde vom Hersteller mit $\pm 2 \%$ angegeben. Die Berechnung der Hohlraumionendosis und der Energiedosis am Meßort erfolgte nach (7) und (8). Sämtliche andere in dieser Untersuchung verwendeten dosimetrischen Verfahren kalibrierten wir mit der Ionisationskammer.

2.11.2 Thermolumineszenzdosimetrie (TLD)

Der Hauptteil der Dosimetrie am Alderson-Phantom wurde mit der Methode der Thermolumineszenzdosimetrie (TLD) ausgeführt. Dieses Verfahren ist vorteilhaft, da es

- aufgrund sehr geringer Dimensionen der einzelnen Detektoren nahezu punktförmige Messungen an definierten Stellen gestattet und wegen der kleinen Abmessungen überhaupt erst eine simultane Dosimetrie an verschiedenen Stellen in den Phantomscheiben ermöglicht,
- bei vorhandener Apparatur zwar aufwendig, aber doch relativ schnell und zuverlässig auszuwerten ist (zumindest in dem von uns angestrebten Genauigkeitsbereich) und

- wegen guter Gewebeäquivalenz und nur geringer Energie- und Dosisabhängigkeit gerade im therapeutischen Bereich ohne größere Korrekturen verwendbar ist (25, 32).

Die TL-Dosimeter wurden mit jeder verwendeten Strahlenqualität mehrfach unter definierten Bedingungen ionometrisch kalibriert. Einen Überblick über die Meß- und Regeneriervorgänge bei der Thermolumineszenzdosimetrie gibt Abb. 4.

Der Meßfehler dieses Verfahrens wurde von uns kleiner als $\pm 5\%$ bestimmt. Weitere Einzelheiten und Ergebnisse zur TL-Dosimetrie sind im Anhang I beschrieben.

2.11.2.1 Auswertung der TLD-Messungen

Die jeweilige Dosisberechnung für eine Einzelmessung erfolgte anhand des Anzeigewertes am Auswertegerät über den für den entsprechenden Meßzyklus korrigierten Kalibrierfaktor (vergleiche 6.1.6.2). Bei der Weiterverarbeitung dieser Daten bestimmten wir zunächst eine Bezugsherddosis für die jeweilige Bestrahlung. Sie war als Mittelwert dreier Einzelherddosen in den Phantomscheiben 25, 26 und 27 zu je drei Einzelmeßpunkten, also als Durchschnitt von 9 Einzelmeßwerten, definiert. Es wurden drei Scheiben gewählt, da die Zentralstrahlen für die dv- und vd- Felder nicht in der gleichen Scheibe lagen (Scheibe 25 bzw. 27, vergleiche Abb. 1). Außerdem wollten wir eine

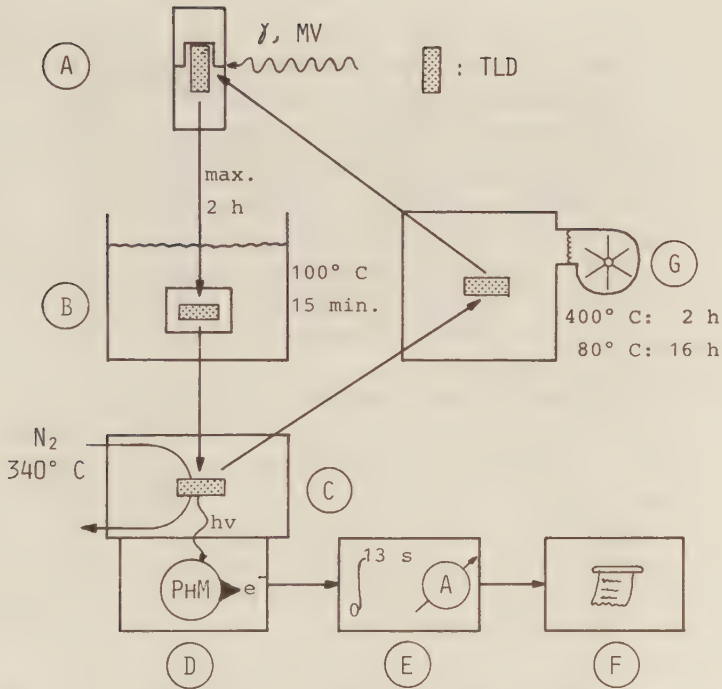


Abb. 4: Schematische Darstellung eines TLD-Meßprozesses:

- A: TLD wird in Plexiglashülse bestrahlt.
- B: Temperung im kochenden Wasserbad: Löschung von raumtemperaturlabilen Vormaxima der Lichtemissionskurve des TLD.
- C: Ausheizung im Analyser für 13 Sekunden mit $340^{\circ}C$ heißem Stickstoff.
- D: Umwandlung der vom TLD emittierten Lichtmenge in Elektronenstrom, Verstärkung im Photomultiplier (PhM).
- E: Integrierende Speicherung des Stroms, Anzeige als Ladung in Nano- oder Mikroculomb.
- F: Fixierung der Ergebnisse mit Digitaldrucker.
- G: Löschung der Restladung des TLD und Wiederherstellung der ursprünglichen Form der Glowkurve: Regenerierung im Ofen.

größere Repräsentativität des Mittelwerts zur Gesamtdosisverteilung erhalten. Schließlich erschien es sinnvoll, die Dosen der Feldrandgebiete in die Berechnung der Herddosis einzubeziehen, denn die Zielstrukturen der Bestrahlung liegen auch nicht nur genau in der Feldmitte. Auf die so erhaltene, als HD bezeichnete, Herddosis bezogen wir die Dosen sämtlicher anderer Meßpunkte.

Für jede Feldkonfiguration führten wir mit jeder Strahlenart in der Regel 3 bis 4, mindestens aber 2 Einzelmessungen mit TLD aus, aus denen wir dann für den jeweiligen Meßpunkt den Mittelwert berechneten. Als Gesamtergebnis mehrerer Einzelmessungen, getrennt nach unterschiedlichen Strahlenqualitäten, konnten damit festgehalten werden:

- der Mittelwert der absoluten Dosis für jeden Meßpunkt im Phantom aus mehreren Messungen
- die kleinsten und größten gemessenen Dosiswerte jedes Meßpunktes
- die auf die gesamte durchschnittliche Herddosis bezogenen Dosiswerte in Prozent der Herddosis
- die kleinsten und größten gemessenen relativen Dosiswerte bezogen auf die Herddosis der Einzelmessungen.

Diese Ergebnisse sind für jeden Meßpunkt im Anhang II aufgeführt.

2.11.3 Filmdosimetrie

TL-Dosimeter decken einzelne Meßpunkte ab. Sollte aber eine großflächige, zusammenhängende Darstellung einer Dosisverteilung erfolgen, mußte ein anderes Meßsystem benutzt werden. Hier bot sich das Verfahren der Filmbelichtung an. Wir verwendeten relativ unempfindliche X-Omat V - Filme der Firma Kodak. Während der Bestrahlung wurden einzelne Filmblätter zwischen je zwei Phantomscheiben gepreßt. Nach der Entwicklung der Filme in einer Gevomatic 240-Entwicklungsmaschine der Firma Agfa-Gevaert fand eine Densitometrie mit dem Fotometerzusatz des Radiation-Field-Analyser (RFA-1) der Firma Scanditronix, Uppsala, Schweden, statt. Wir ordneten dabei definierten Isodosen bestimmte Isodensiten anhand einer mit der Ionisationskammer erstellten Film-Kalibrierungskurve zu. In Anhang I wird das Verfahren der Filmdosimetrie, speziell Auswertung und Kalibrierung, näher beschrieben. Da sich im Verlauf der Versuche herausstellte, daß TL- und filmdosimetrisch gemessene Werte gut korrespondierten, verzichteten wir auf Mehrfachbestimmungen mit der Filmmethode. Die filmdosimetrisch ermittelten Daten stammen also aus nur jeweils einer Messung pro Strahlenart.

2.11.3.1 Darstellung frontaler Isodosenverläufe

Durch Kombination mehrerer aufeinanderfolgender, horizontaler Isodosendarstellungen erhielt man frontale Isodosenverläufe über meh-

rere Scheiben. Ausgehend von der sagittalen Medianlinie der einzelnen mit Isodosen versehenen Scheiben wurden in jeweils definierter sagittaler Tiefe die Entfernungen Medianlinie-Isodosenlinie abgemessen und grafisch registriert. Durch Verbinden der jeweiligen Isodosenabstandspunkte der betrachteten Scheiben, die im Scheibenabstand von 2,5 cm untereinander aufgetragen waren, entstand eine Darstellung der Isodosenverläufe in der jeweils betrachteten Frontalebene. Wurden an entsprechender Stelle gemessene TLD-Dosiswerte mit einbezogen, konnten gebogene Verläufe der Isodosenlinien innerhalb einer Scheibe, d.h. zwischen zwei Filmen, genauer angegeben werden. Auf diese Art erzielten wir frontale Isodosenverlaufsdarstellungen im dorsalen oberen Abdomen (Nieren) und im Beckenbereich (Ovarienlokalisation).

2.11.3.2 Berechnung der Organvolumina definierter Strahlenbelastung

Der Volumenanteil eines Organs, der von einem bestimmten Dosisbereich durchsetzt wurde, konnte scheibenweise berechnet werden. Zunächst waren die durch definierte Isodosenlinien und die Organkonturen begrenzten Volumina in jeder Scheibe zu bestimmen. Durch Addition der Einzelergebnisse pro Scheibe und prozentuale Umrechnung auf das gesamte Organvolumen resultierte die Verteilung der Dosisbelastung des ganzen Organs.

Bei der Berechnung der Dosis caudomedial verlagelter Ovarien wurde nur ein rechteckiger Volumenbereich in Phantomscheibe 31 berücksichtigt. Es wurde keine spezielle Organmorphologie angenommen.

Exakte prozentuale Angaben über die Strahlenbelastung des Darms waren weder mit TLD-Messungen noch mittels Filmdosimetrie zu erreichen, schon allein wegen der variablen Lage des Organs. Ein gewisser Überblick über die Einstrahlung, vor allem über den Dosisabfall am Feldrand, ließ sich jedoch durch Ausmessen der Breite der einzelnen Dosisbereiche (entsprechend dem Abstand der jeweiligen Isodosenlinien) und Bezugsetzung zur Breite der bestrahlten Felder gewinnen. Wir betrachteten repräsentativ für das ganze Feld die fotometrisch festgelegten Isodosenverteilungen im Phantomscheibenzwischenraum 24-25. Die von uns verwendeten Felder waren an dieser Stelle an der Phantomoberfläche etwa 7,5 cm breit.

3. Ergebnisse

3.1 Lymphknotendosis

Das vom Strahlenfeld eingeschlossene Zielvolumen wurde bei allen Strahlenqualitäten mit Dosen, die der durchschnittlichen Herddosis entsprachen, belastet. Bei Beschleunigerstrahlung war in der Querverteilung (Vergleich zwischen Feldmitte und Feldrand), vor allem aber nach cranial und caudal ein Dosisabfall bis auf 90 % der Herddosis zu verzeichnen. Bei Telekobaltstrahlung fiel die Dosis an manchen Meßpunkten bis auf fast 70 % der Herddosis ab (Meßpunkt 79 in Abb. 5). Insgesamt konnte die Dosisverteilung im Strahlenfeld als noch genügend homogen bezeichnet werden. Homogen bedeutet hierbei, unter Berücksichtigung des TLD-Meßfehlers und der tolerierten Feldirregularitäten, Dosischwankungen bis 100 ± 8 % (siehe Abb. 5 und 7). Die zu den Feldrändern hin auftretenden Inhomogenitäten bei Telekobalttechnik und die im Vergleich zu Beschleunigerstrahlung geringere Breite des homogen durchstrahlten Volumens (Abstand der 90 %-Isodosen) dokumentieren auch die Abb. 9 bis 14.

Bei Einbringen eines Rückenmarkssatelliten in das dv-Feld wurde die Dosis an den davor gelegenen, medianen Lymphknotengruppen bei Beschleunigerstrahlung auf etwa die Hälfte, bei Kobalt-60-Strahlung auf ca. 60 % der Herddosis reduziert. Auch die Lymphknoten lateral des Rückenmarksabsorbers wurden mit etwas geringeren Dosen belastet als ohne Satellit. Dies trat bei Telekobaltstrahlung deut-

licher hervor als bei Beschleunigerstrahlung (siehe Abb. 6). Besonders anschaulich zeigt der Vergleich der Abb. 10 und 12 (10 bzw. 6 MV-Strahlung) mit Abb. 14 (Kobalt-60-Strahlung) die Dosisminderung in den cranialen Abschnitten des Feldes; bei Telekobaltstrahlung wird hier die 90 %-Isodose nicht mehr erreicht.

Ebenso reicht die 90 %-Isodose bei Kobalt-60-Strahlung nicht mehr in den Bereich lateral des Blasenabsorbers (Abb. 5 bis 7, Abb. 17). Sie endet hier nahezu horizontal weit über der Blase. Bei 6 und 10 MV-Strahlung (vergleiche Abb. 5 bis 7, 15 und 16) hingegen sind noch bis etwa zur Mitte des kleinen Beckens Dosen über 90 % der Herddosis zu verzeichnen.

Im Bereich der Leistenlymphknoten, die nur im vdfeld liegen, ist bei 6 MV-Strahlung das Dosismaximum in einer Tiefe von ca. 2 cm, bei 10 MV-Strahlung erst in ca. 3 cm Gewebstiefe erreicht. Der um etwa 6 % niedrigere Maximalwert bei 10 MV im Scheibenzwischenraum 33-34 - verglichen mit 32-33 - ist dadurch erklärbar, daß das Filmblatt 33-34 gerade noch im Feld liegt und schon feldrandbedingte Dosisreduktion registriert (vergleiche Abb. 8).

DOSIS IN DER DURCHSCHNITTLICHEN HERDOSIS

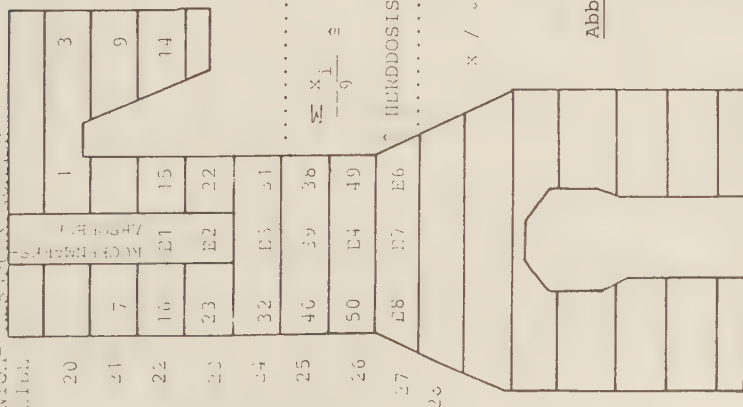
10 MV			6 MV			Co - 60		
93	98		100	104		82	92	
96	106		101	100	105	93	95	94
9	110	93	101	105	98	92	106	83
94	107	90	96	103	96	97	105	90
94	110	95	98	104	98	96	106	92
99	94	101	95	101	108	99	106	99
102	103	95	100	102	97	99	100	99
104	109	97	98	104	90	96	104	98
99	100	105	102	102	103	100	103	101
97	99		94	97		81	93	
97	93		89	88		74	67	
96	100	97	97	103	98	92	104	95
97	97							91

Tab. 3. 1 Verlauf der Dosisbelastung von Lymphnoten
aus Bilz, relativ zur für Frauen, ohne Rücken-
marksatelliten; gerundete Durchschnittswerte
aus je drei Messungen.

Dosis in der

1		3	
10	11	12	13
14	15	16	17
18	19	20	21
22	23	24	25
26	27	28	29
30	31	32	33
34	35	36	37
38	39	40	41
42	43	44	45
46	47	48	49
50	51	52	53
54	55	56	57
58	59	60	61
62	63	64	65
66	67	68	69
70	71	72	73
74	75	76	77
78	79	80	81
82	83	84	85
86	87	88	89
90	91	92	93
94	95	96	97
98	99	100	101
102	103	104	105
106	107	108	109
110	111	112	113
114	115	116	117
118	119	120	121
122	123	124	125
126	127	128	129
130	131	132	133
134	135	136	137
138	139	140	141
142	143	144	145
146	147	148	149
150	151	152	153
154	155	156	157
158	159	160	161
162	163	164	165
166	167	168	169
170	171	172	173
174	175	176	177
178	179	180	181
182	183	184	185
186	187	188	189
190	191	192	193
194	195	196	197
198	199	200	201
202	203	204	205
206	207	208	209
210	211	212	213
214	215	216	217
218	219	220	221
222	223	224	225
226	227	228	229
230	231	232	233
234	235	236	237
238	239	240	241
242	243	244	245
246	247	248	249
250	251	252	253
254	255	256	257
258	259	260	261
262	263	264	265
266	267	268	269
270	271	272	273
274	275	276	277
278	279	280	281
282	283	284	285
286	287	288	289
290	291	292	293
294	295	296	297
298	299	300	301
302	303	304	305
306	307	308	309
310	311	312	313
314	315	316	317
318	319	320	321
322	323	324	325
326	327	328	329
330	331	332	333
334	335	336	337
338	339	340	341
342	343	344	345
346	347	348	349
350	351	352	353
354	355	356	357
358	359	360	361
362	363	364	365
366	367	368	369
370	371	372	373
374	375	376	377
378	379	380	381
382	383	384	385
386	387	388	389
390	391	392	393
394	395	396	397
398	399	400	401
402	403	404	405
406	407	408	409
410	411	412	413
414	415	416	417
418	419	420	421
422	423	424	425
426	427	428	429
430	431	432	433
434	435	436	437
438	439	440	441
442	443	444	445
446	447	448	449
450	451	452	453
454	455	456	457
458	459	460	461
462	463	464	465
466	467	468	469
470	471	472	473
474	475	476	477
478	479	480	481
482	483	484	485
486	487	488	489
490	491	492	493
494	495	496	497
498	499	500	501
502	503	504	505
506	507	508	509
510	511	512	513
514	515	516	517
518	519	520	521
522	523	524	525
526	527	528	529
530	531	532	533
534	535	536	537
538	539	540	541
542	543	544	545
546	547	548	549
550	551	552	553
554	555	556	557
558	559	560	561
562	563	564	565
566	567	568	569
570	571	572	573
574	575	576	577
578	579	580	581
582	583	584	585
586	587	588	589
590	591	592	593
594	595	596	597
598	599	600	601
602	603	604	605
606	607	608	609
610	611	612	613
614	615	616	617
618	619	620	621
622	623	624	625
626	627	628	629
630	631	632	633
634	635	636	637
638	639	640	641
642	643	644	645
646	647	648	649
650	651	652	653
654	655	656	657
658	659	660	661
662	663	664	665
666	667	668	669
670	671	672	673
674	675	676	677
678	679	680	681
682	683	684	685
686	687	688	689
690	691	692	693
694	695	696	697
698	699	700	701
702	703	704	705
706	707	708	709
710	711	712	713
714	715	716	717
718	719	720	721
722	723	724	725
726	727	728	729
730	731	732	733
734	735	736	737
738	739	740	741
742	743	744	745
746	747	748	749
750	751	752	753
754	755	756	757
758	759	760	761
762	763	764	765
766	767	768	769
770	771	772	773
774	775	776	777
778	779	780	781
782	783	784	785
786	787	788	789
790	791	792	793
794	795	796	797
798	799	800	801
802	803	804	805
806	807	808	809
810	811	812	813
814	815	816	817
818	819	820	821
822	823	824	825
826	827	828	829
830	831	832	833
834	835	836	837
838	839	840	841
842	843	844	845
846	847	848	849
850	851	852	853
854	855	856	857
858	859	860	861
862	863	864	865
866	867	868	869
870	871	872	873
874	875	876	877
878	879	880	881
882	883	884	885
886	887	888	889
890	891	892	893
894	895	896	897
898	899	900	901
902	903	904	905
906	907	908	909
910	911	912	913
914	915	916	917
918	919	920	921
922	923	924	925
926	927	928	929
930	931	932	933
934	935	936	937
938	939	940	941
942	943	944	945
946	947	948	949
950	951	952	953
954	955	956	957
958	959	960	961
962	963	964	965
966	967	968	969
970	971	972	973
974	975	976	977
978	979	980	981
982	983	984	985
986	987	988	989
990	991	992	993
994	995	996	997
998	999	1000	1001
1002	1003	1004	1005
1006	1007	1008	1009
1010	1011	1012	1013
1014	1015	1016	1017
1018	1019	1020	1021
1022	1023	1024	1025
1026	1027	1028	1029
1030	1031	1032	1033
1034	1035	1036	1037
1038	1039	1040	1041
1042	1043	1044	1045
1046	1047	1048	1049
1050	1051	1052	1053
1054	1055	1056	1057
1058	1059	1060	1061
1062	1063	1064	1065
1066	1067	1068	1069
1070	1071	1072	1073
1074	1075	1076	1077
1078	1079	1080	1081
1082	1083	1084	1085
1086	1087	1088	1089
1090	1091	1092	1093
1094	1095	1096	1097
1098	1099	1100	1101
1102	1103	1104	1105
1106	1107	1108	1109
1110	1111	1112	1113
1114	1115	1116	1117
1118	1119	1120	1121
1122	1123	1124	1125
1126	1127	1128	1129
1130	1131	1132	1133
1134	1135	1136	1137
1138	1139	1140	1141
1142	1143	1144	1145
1146	1147	1148	1149
1150	1151	1152	1153
1154	1155	1156	1157
1158	1159	1160	1161
1162	1163	1164	1165
1166	1167	1168	1169
1170	1171	1172	1173
1174	1175	1176	1177
1178	1179	1180	1181
1182	1183	1184	1185
1186	1187	1188	1189
1190	1191	1192	1193
1194	1195	1196	1197
1198	1199	1200	1201
1202	1203	1204	1205
1206	1207	1208	1209
1210	1211	1212	1213
1214	1215	1216	1217
1218	1219	1220	1221
1222	1223	1224	1225
1226	1227	1228	1229
1230	1231	1232	1233
1234	1235	1236	1237
1238	1239	1240	1241
1242	1243	1244	1245
1246	1247	1248	1249
1250	1251	1252	1253
1254	1255	1256	1257
1258	1259	1260	1261
1262	1263	1264	1265
1266	1267	1268	1269
1270	1271	1272	1273
1274	1275	1276	1277
1278	1279	1280	1281
1282	1283	1284	1285
1286	1287	1288	1289
1290	1291	1292	1293
1294	1295	1296	1297
1298	1299	1300	1301
1302	1303	1304	1305
1306	1307	1308	1309
1310	1311	1312	1313
1314	1315	1316	1317
1318	1319	1320	1321
1322	1323	1324	1325
1326	1327	1328	1329
1330	1331	1332	1333
1334	1335	1336	1337
1338	1339	1340	1341
1342	1343	1344	1345
1346	1347	1348	1349
1350	1351	1352	1353

PHANTOM-
SCHILD
FELDFÖRDER UND
ANSTEUERUNG



FELDFIGUR UND MESSPUNKTNUMMER		10 MV		6 MV	
PHANTOM- SCHEIBE					
21	1 7 5	95 100 99	95 98	95 98 107	102 103
22	16 E1 15	96 100 91	94	98 101 95	95
23	23 E2 22	98 100 95		98 100 88	
24	32 E3 31	99 103 95		96 103 97	
25	40 39 38	94 101 104		95 103 107	
26	50 E4 49	98 102 97		95 103 98	
27	E8 E7 E6	101 103 100		97 103 98	
28					
29	62 E5 61	102 106 104		100 104 103	
30	68 67	94	97	86	98
31					
32					
33					
		98 102 98 96		96 103 98 100	
		$\bar{x}$			

$$\frac{\sum x_i}{9} =$$

= HERDDOSIS

Abb. 7: Darstellung der Dosisbelastung von Lymphknoten und Milz; Feldfigur für Männer, ohne Rückenmarkssatellit; gerundete Durchschnittswerte aus 2 (10 MV) bzw. 3 (6 MV) Einzelmessungen.

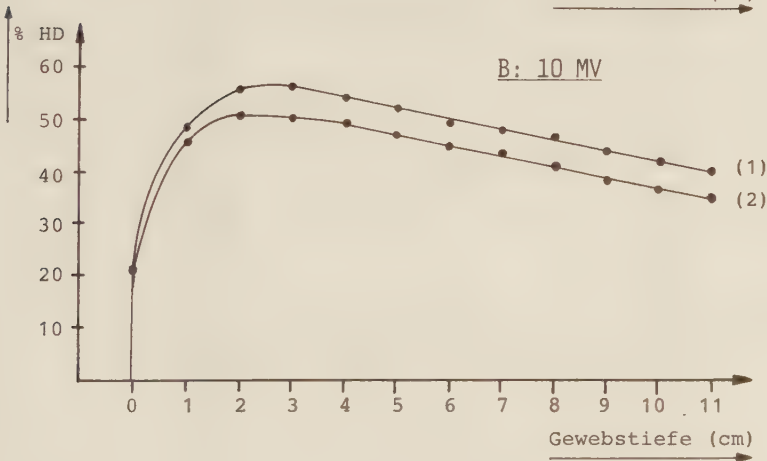
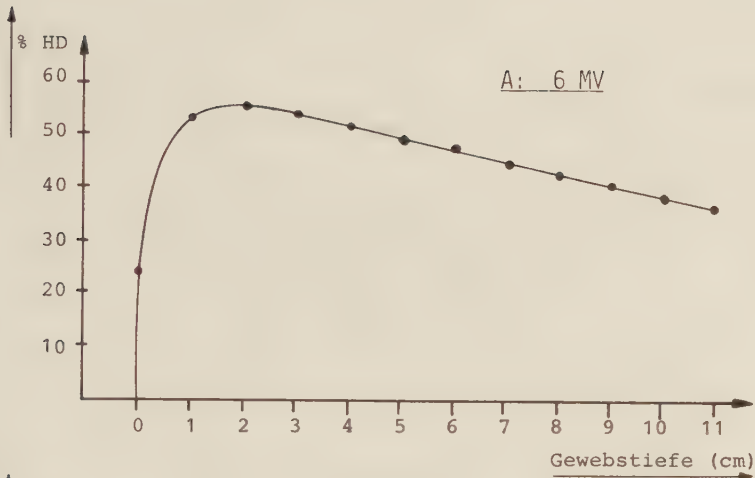


Abb. 8: Tiefendosisverlauf von Linearbeschleunigerphotonen in Höhe der inguinalen Lymphknoten; graphische Bestimmung nach eindimensionalen, sagittalen Scans über die jeweilige Filmscheibe;
A: 6 MV-Röntgenstrahlung: Phantomscheibe 33/34;
B: 10 MV-Röntgenstrahlung:
(1): Phantomscheibe 32/33
(2): Phantomscheibe 33/34.

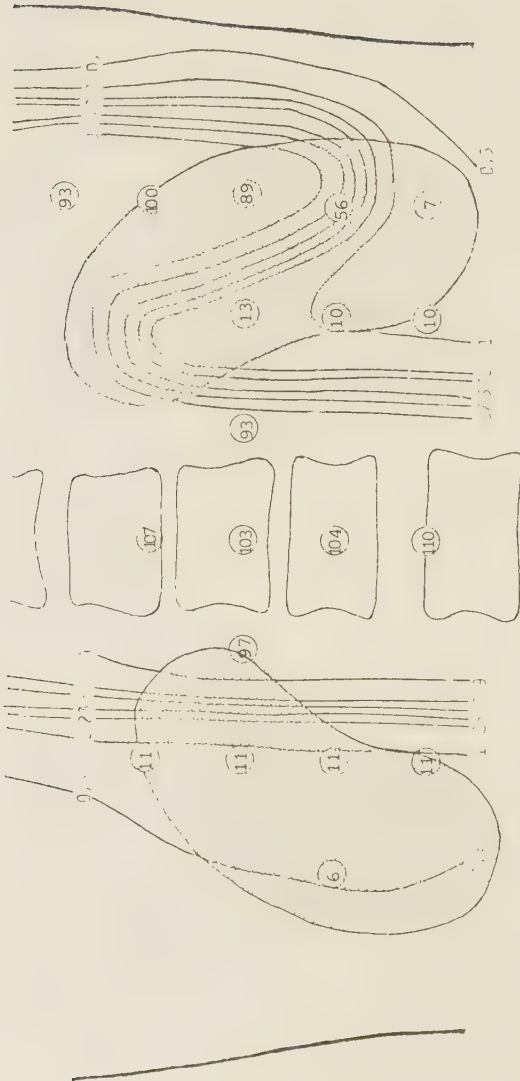
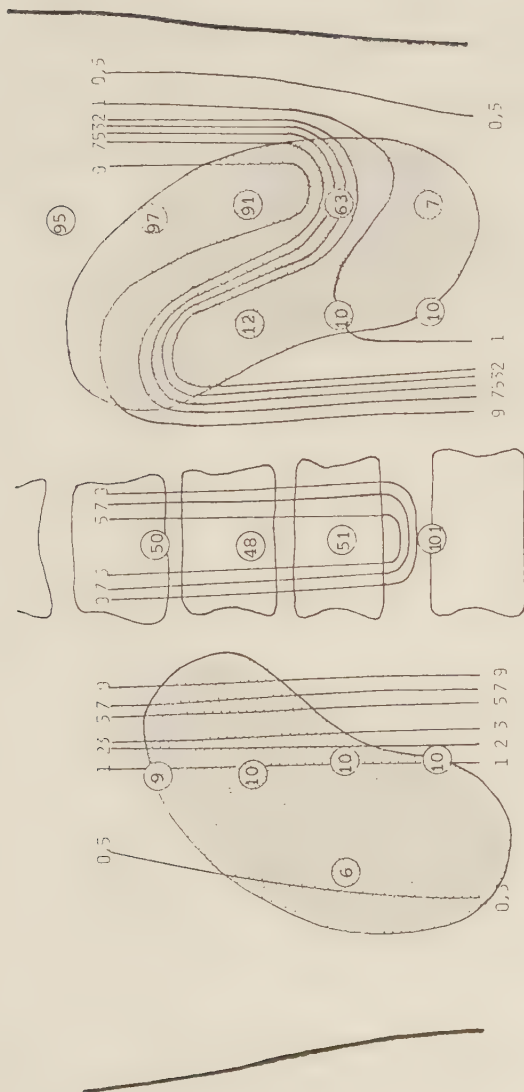


Abb. 9: Isodosenverlauf in der Frontalebene durch die Nierenmitte bei 10 MV-Strahlung, Feldform ohne Rückenmarkssatellit;
im Kreis: TLD-Messwerte an entsprechenden Stellen;
Isodosenlinien als Dezentilen bezeichnet;



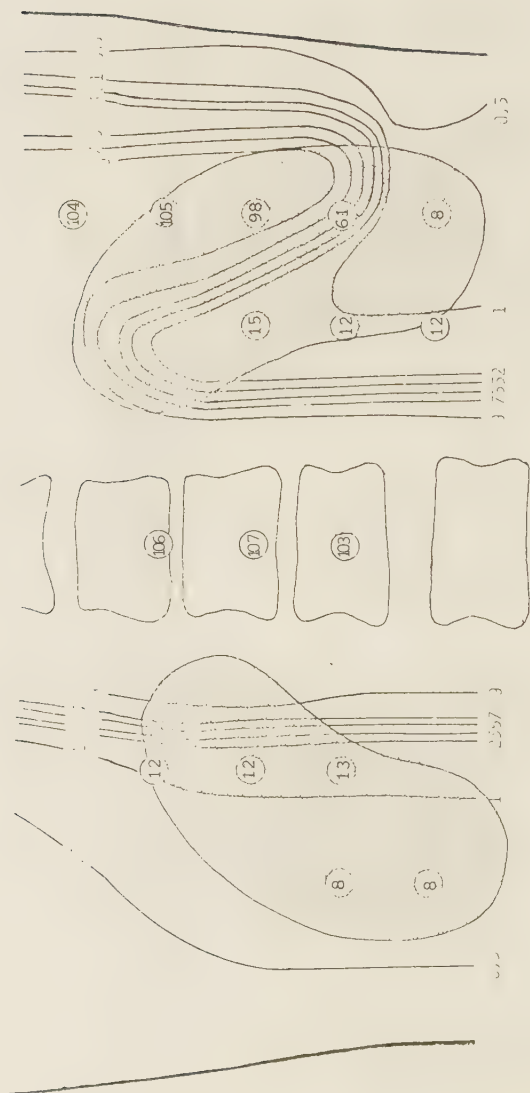


Abb. 11: Isodosenverlauf in der Frontalebene durch die Nierenmitte bei 6 MV-Strahlung, Feldform ohne Rückenmarkssatellit;
 im Kreis: TLD-Meßwerte an entsprechenden Stellen;
 Isodosenlinien als Dezentilen bezeichnet;

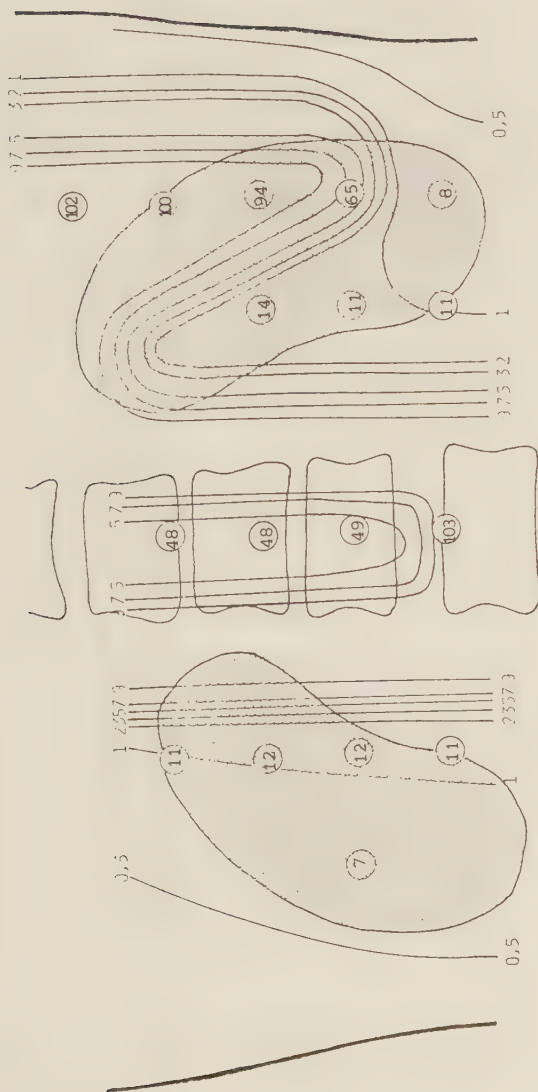


Abb. 12: Isodosenverlauf in der Frontalebene durch die Nierenmitte bei 6 MV-Strahlung; Feldform mit Rückenmarkssatellit;
im Kreis: T₁₀D-Meßwerte an entsprechenden Stellen;
Isodosenlinien als Dezentilen bezeichnet;

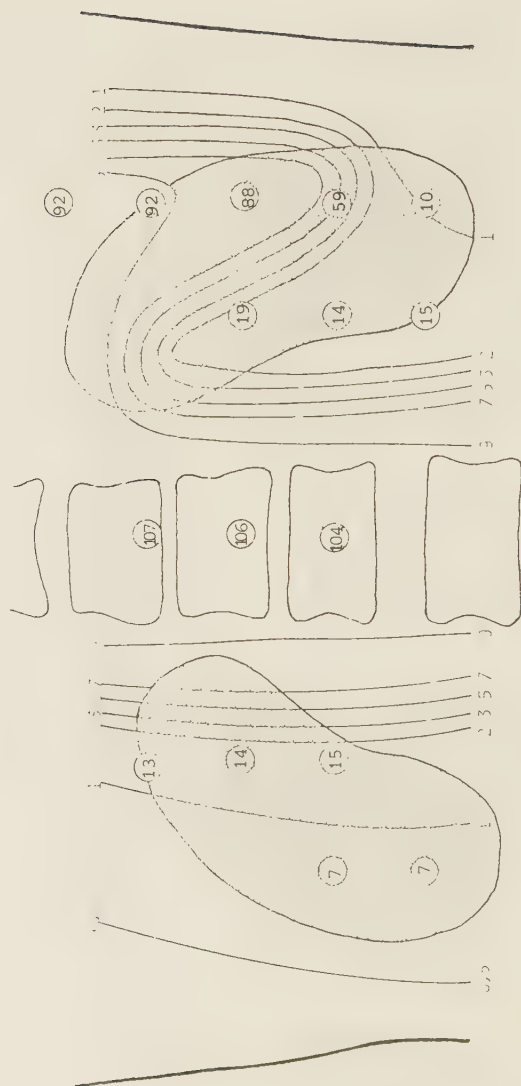


Abb. 13: Isodosenverlauf in der Frontalebene durch die Nierenmitte bei Kobalt-60-Strahlung; Feldform ohne Rückenmarkssattel; im Kreis: TLD-Messwerte an entsprechenden Stellen; Isodosenlinien als Dezentilen bezeichnet;

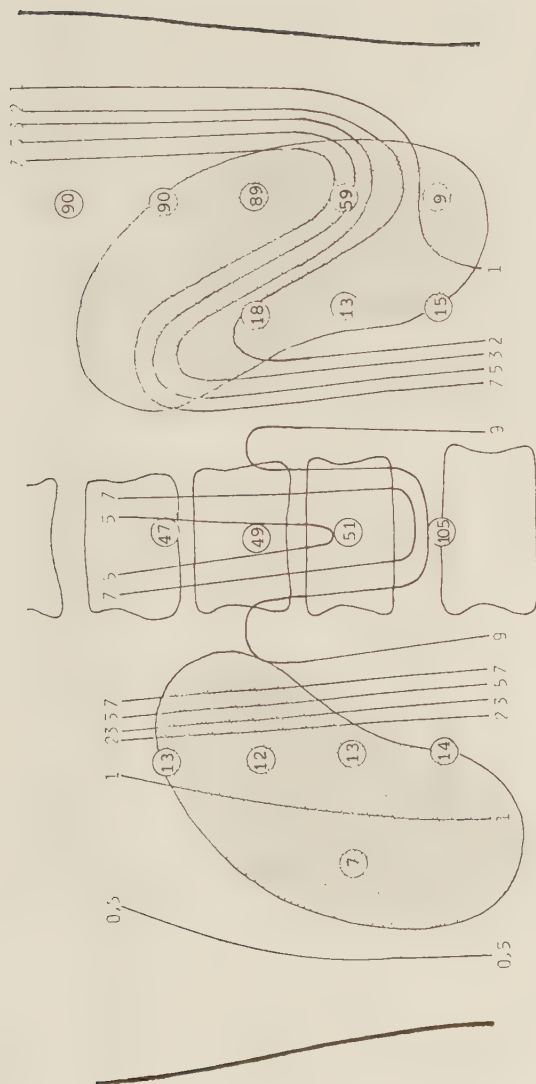


Abb. 14: Isodosenverlauf in der Frontalebene durch die Nierenmitte bei Kobalt-60-Strahlung; Feldform mit Rückenmarkssattellit;
im Kreis: TLD-Meßwerte an entsprechenden Stellen;
Isodosenlinien als Dezentilen bezeichnet;

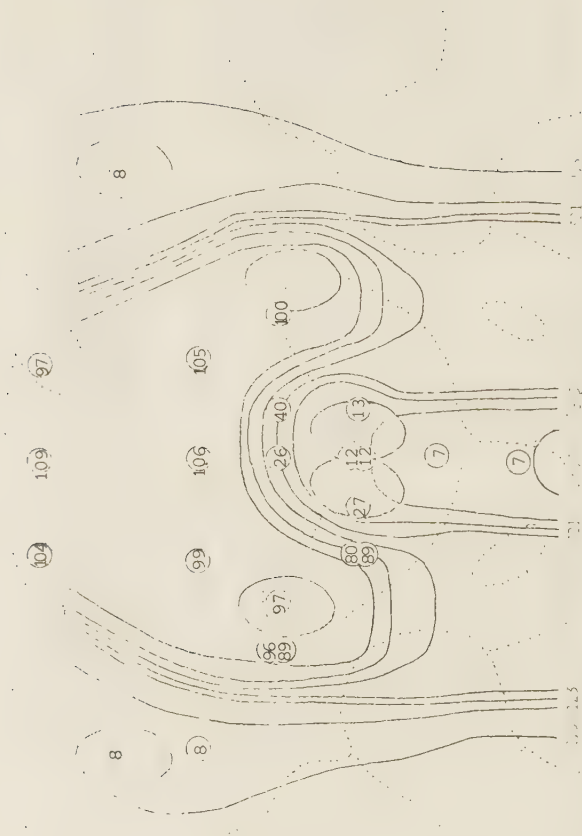


Abb. 15: Isodosenverlauf in der Frontalebene durch die Beckenmitte bei 10 MV-Strahlung; Ovarien in Normalposition, craniolateral und caudomedial verlagert; im Kreis: TLD-Meßwerte an entsprechenden Stellen; Isodosenlinien als Dezentilen bezeichnet;

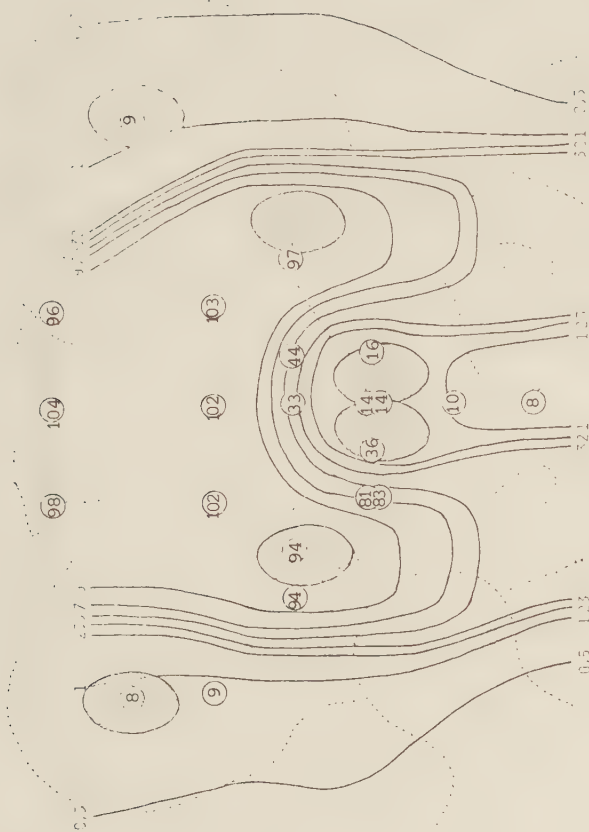


Abb. 16: Isodosenverlauf in der Frontalebene durch die Beckenmitte bei 6 MV-Strahlung; Ovarien in Normalposition, craniolateral und caudomedial verlagert; im Kreis: TLD-Messwerte an entsprechenden Stellen; Isodosenlinien als Dezentilen bezeichnet;

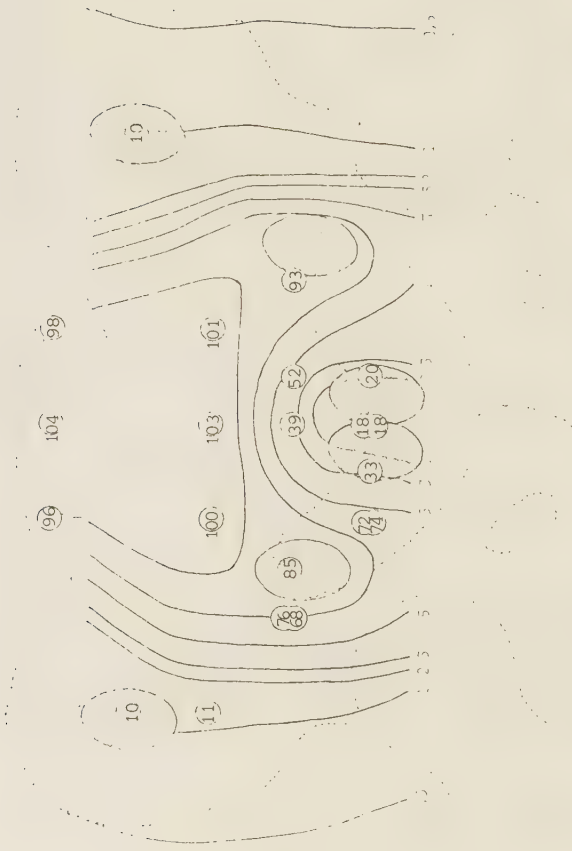


Abb. 17: Isodosenverlauf in der Frontalebene durch die Beckenmitte bei Kobalt-60-Strahlung; Ovarien in Normalposition, craniolateral und caudomedial verlagert; im Kreis: TLD-Meßwerte an entsprechenden Stellen; Isodosenlinien als Dezentilen bezeichnet;

3.2 Milzdosis

Im Milzareal wurden bei Verwendung von Beschleunigerstrahlung Dosen, die der berechneten Herddosis entsprachen, erreicht. Mit Telekobaltstrahlung war eine Unterdosierung von ca. 10 % zu erkennen. Dies galt sowohl für die Felder mit als auch ohne Rückenmarkssatellit (vergleiche Abb. 5 bis 7). Die Abb. 9 bis 14 zeigen ebenso die unterschiedliche Dosisauslastung des Milzbereichs. Bei Verwendung von 10 und 6 MV-Röntgenstrahlung wurde ein großer Teil des Bereichs der Milzlokalisierung mit Dosen über 90 % der Herddosis belastet. Mit Kobalt-60-Strahlung konnten nur noch im cranialen Feldabschnitt ohne Rückenmarksabsorber Dosen über 90 % der Herddosis erreicht werden (vergleiche Abb. 13). Das Einbringen eines Rückenmarkssatelliten läßt hier die 90 %-Isodosen völlig verschwinden (siehe Abb. 14).

3.3 Wirbel- und Rückenmarksdosis

Aufgrund der Struktur des Alderson-Phantoms konnte die Dosisbelastung des Rückenmarks nicht direkt im Spinalkanal bestimmt werden (keine Bohrlöcher). Wir maßen an dem jeweiligen Wirbel ventral und dorsal des Rückenmarkskanals die Dosen D_v und D_d (vergleiche Abb. 18 bis 20). Durch Mittelung dieser beiden Dosen erhielten wir einen Wert, der für die Belastung des Rückenmarks angenommen werden konnte (D_{RM}). Der Dosiswert D_v konnte als Belastung der Wirbelkörper gelten.

Es war festzustellen, daß die Dosisbelastung des Rückenmarks bei allen drei Strahlenqualitäten ca. 5 % über der durchschnittlichen Herddosis lag. Im Spinalkanal konnte die Dosisverteilung unter Berücksichtigung des TLD-Meßfehlers als homogen angenommen werden. Dies wird aus den fast identischen Einzelmeßwerten der Spalte D_{RM} in den Abb. 18 und 19 ersichtlich.

Durch Einbringen des Rückenmarksabsorbers in den Strahlengang konnte die Dosis an den geschützten Partien der Medulla spinalis auf ca. 45 % der Herddosis gesenkt werden. Die Dosisreduktion lag an den dorsalen Meßpunkten (D_d) um durchschnittlich 7 % höher als an den ventralen (D_v), d.h. nach dorsal zu wird die absorbierte Dosis geringer.

Die Spinalkanaldosen in Prozent der Herddosis wiesen weder mit noch ohne Rückenmarkssatellit strahlenenergieabhängige Unterschiede in ihrer Höhe auf (vergleiche 10 und 6 MV-Strahlung bzw. Telekobaltstrahlung in den Abb. 18 und 19 bzw. 20). Die Breite des Dosisbereichs unter 50 % der Herddosis bei Verwendung eines Rückenmarksabsorbers ist allerdings je nach Strahlenenergie verschieden. Dies ist in den Abb. 10, 12 und 14 ersichtlich.

PHANTOM- SCHEIBE	WIRBEL- HÖHE	10 MV				6 MV				Co-60			
		D_v %	D_d %	D_{RM} %	D_{RM} Gy	D_v %	D_d %	D_{RM} %	D_{RM} Gy	D_v %	D_d %	D_{RM} %	D_{RM} Gy
20		107	107	107	42,8	106	109	108	43,2	107	104	106	42,4
21		103	102	103	41,2	107	106	107	42,8	106	106	106	42,4
22		104	104	104	41,6	103	105	104	41,6	104	108	106	42,4
23													
24													
25		107	109	108	43,2	105	107	106	42,4	99	111	105	42,0
26		102	105	104	41,6	100	103	102	40,8	103	105	104	41,6
27		110		110	44,0	107		107	42,8	110		110	44,0
28		104	108	106	42,4	101	107	104	41,6	105	110	108	43,2
29													
30													
	$\bar{x}$	105	106	106	42,4	104	106	105	42,0	105	108	106	42,6

Abb. 18: Vergleich der Dosis an Wirbelkörpern und Rückenmark bei verschiedenen Strahlenarten; Feldform für Frauen, ohne Rückenmarkssattelit.
 D_v : Dosis am ventralen Wirbelmeßpunkt; D_d : Dosis am dorsalen Wirbelmeßpunkt;
 D_{RM} : Rückenmarksdosis (= $1/2 (D_v + D_d)$); $\bar{D}_{RM}$: Rückenmarksdosis bei 40 Gy Herddosis

PHANTOM- SCHEIBE	WIRBEL- HÖHE	10 MV					6 MV				
		$\frac{D_v}{\%}$	$\frac{D_d}{\%}$	$\frac{D_{RM}}{\%}$	$\frac{\bar{D}_{RM}}{Gy}$		$\frac{D_v}{\%}$	$\frac{D_d}{\%}$	$\frac{D_{RM}}{\%}$	$\frac{\bar{D}_{RM}}{Gy}$	
20		99	102	101	40,4		106	109	108	43,2	
21		103	100	102	40,8		105	105	105	42,0	
22		100	102	101	40,4		101	105	103	41,2	
23											
24											
25		105	102	104	41,6		104	105	105	42,0	
26		103	106	105	42,0		101	101	101	40,4	
27		107		107	42,8		105		105	42,0	
28		108	108	108	43,2		104	103	104	41,6	
29		104	104	104	41,6		104	105	105	42,0	
30											

Abb. 19: Vergleich der Dosis an Wirbelkörpern und Rückenmark bei verschiedenen Strahlenarten; Feldform für Männer, ohne Rückenmarkssattelit.
 D_v : Dosis am ventralen Wirbelmeßpunkt; D_d : Dosis am dorsalen Wirbelmeßpunkt;
 D_{RM} : Rückenmarksdosis ($= 1/2 (D_v + D_d)$); $\bar{D}_{RM}$: Rückenmarksdosis bei 40 Gy Herddosis.

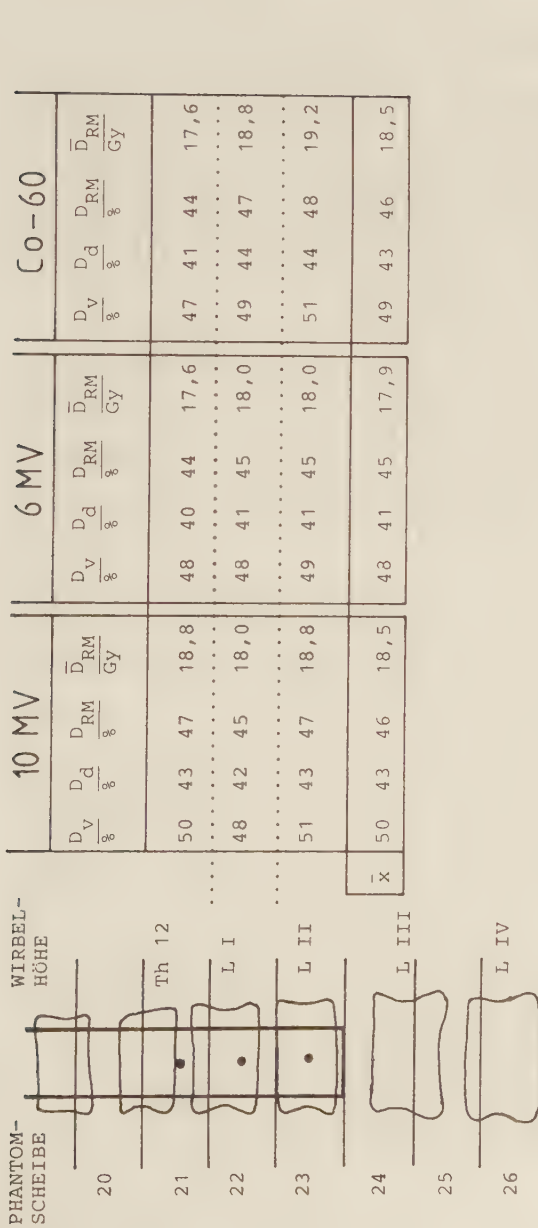


Abb. 20: Vergleich der Dosis an Wirbelkörpern und Rückenmark bei verschiedenen Strahlenarten; Feldform für Frauen, mit Rückenmarkssattelit.
 D_v : Dosis am ventralen Wirbelmeßpunkt; D_d : Dosis am dorsalen Wirbelmeßpunkt;
 D_{RM} : Rückenmarksdosis ($= 1/2 (D_v + D_d)$); $\bar{D}_{RM}$: Rückenmarksdosis bei 40 Gy Herddosis

3.4 Nierendosis

Die rechte Niere wurde nahezu nie ganz oder teilweise mit mehr als 90 % der Herddosis bestrahlt. Die größten Anteile dieses Organs lagen in einem Bereich, in den weniger als 10 % der Herddosis einfielen. Mit abnehmender Strahlenenergie wurde aber mehr Organvolumen von 10 bis 20 % der Herddosis erfaßt (siehe Abb. 21). Die Abb. 9 bis 14 (Isodosenverteilungen in der Frontalebene durch die Nierenmitte) verdeutlichen dies: Mit abnehmender Strahlenenergie wandert die 10 %-Isodosenlinie weiter nach lateral, d.h. das medial der 10 %-Isodose liegende, höher belastete Nierenvolumen nimmt zu; die Strecke des Dosisabfalls von 90 auf 10 % ist verbreitert.

Das Einbringen eines Rückenmarkssatelliten verschob die Dosisverteilung an der rechten Niere nur unwesentlich (siehe Abb. 21) und zwar unabhängig von der verwendeten Strahlung.

Die linke Niere wurde zur Hälfte mit mehr als 50 % der Herddosis belastet. Bei Beschleunigerbestrahlung absorbierten ca. 20 % der linken Niere Dosen von mehr als 90 % der Herddosis. 10 bis 20 % des Organs wurden mit Dosen unter 10 % der Herddosis belastet. Telekobaltstrahlung belastete lediglich noch 5 % der linken Niere mit mehr als 90 % der Herddosis, allerdings erreichte hier auch jeder Teil des Organs eine Belastung von über 10 % der Herddosis (Abb. 21). Dies wird auch besonders beim Vergleich der Isodosenverläufe in den Abb. 9 bis 12 (Beschleunigerstrahlungen) und 13 und 14 (Telekobalt) deutlich.

Auch bei der linken Niere veränderte das Einbringen eines Rückenmarkssatelliten die Dosisverteilung nicht entscheidend (siehe Abb. 21).

Dosisbereich (% HD)	>90	90-50	50-20	20-10	<10
Dosisbereich (Gy) bei 40 Gy Tumordosis	>36	36-20	20- 8	8- 4	< 4
=====					
Energie, Feldform					
<u>RECHTE NIERE</u>	% des Gesamtorganvolumens				
10 MV ohne RM-Sat.	0	5	5	10	85
10 MV mit RM-Sat.	0	0	10	10	80
6 MV ohne RM-Sat.	5	5	5	25	65
6 MV mit RM-Sat.	0	5	0	25	70
Co-60 ohne RM-Sat.	0	5	10	40	45
Co-60 mit RM-Sat.	0	5	5	40	50
=====					
<u>LINKE NIERE</u>	% des Gesamtorganvolumens				
10 MV ohne RM-Sat.	20	30	15	25	10
10 MV mit RM-Sat.	20	25	10	30	20
6 MV ohne RM-Sat.	20	25	15	25	15
6 MV mit RM-Sat.	15	20	20	25	20
Co-60 ohne RM-Sat.	5	35	30	35	0
Co-60 mit RM-Sat.	5	45	25	25	0
=====					

Abb. 21: In definierten Dosisbereichen liegende Gewebsvolumina (in % des gesamten Organvolumens) der Nieren; gerundete Werte; Feldform für Frauen; RM-Sat.: Rückenmarkssatellit

3.5 Ovariendosis

In normaler Position erhielten die Ovarien bei Beschleunigerstrahlung mehr als 90 % der Herddosis. Bei Telekobalt wurden sie mit 70 bis 90 % der Herddosis belastet. Dies ist in Abb. 22 wiedergegeben und auch aus den Darstellungen der Isodosenverläufe in der Frontalebene durch die Beckenmitte (Abb. 15 bis 17) ersichtlich. Die geringeren Dosen am rechten Ovar - verglichen mit dem linken - in Abb. 22 sind durch die nicht ganz bilateral symmetrische Lage beider Ovarienmeßbezirke zum Strahlenfeld bedingt.

Energie	Isodosenbereich in % der HD	TLD-Mittelwerte in % der HD		absolute Dosis in Gy bei 40 Gy Tumordosis	
		linkes Ovar	rechtes Ovar	linkes Ovar	rechtes Ovar
10 MV	90	99	93	39,6	37,2
6 MV	90	98	87	39,2	34,8
Co-60	70 - 90	91	77	36,4	30,8

Abb. 22: Dosisbelastung der Ovarien in Normallage;
Angaben nur für Feldform ohne Rückenmarkssatellit; Meßpunkte in Phantomscheibe 30;
Die unterschiedliche Belastung von rechtem und linkem Ovar entsteht durch nicht identische Lage der Meßpunkte bezüglich des Strahlenfeldes.

Wurden die Ovarien caudomedial in den Schutz des Blasenabsorbers verlagert, erhielt bei Verwendung von 10 MV-Strahlung nur der caudale Anteil der Gonaden weniger als 10 % der Herddosis. Andere Anteile absorbierten bis 89 % der Herddosis. Das größte Volumen der Ovarien lag zwischen Dosiswerten von 12 bis 27 % der Herddosis (vergleiche Abb. 23 und 24). Wurden 6 MV-Photonen verwendet, belastete dies die Ovarien hauptsächlich mit Dosen zwischen 14 und 36 % der Herddosis, der größte Teil befand sich im Dosisbereich zwischen 10 und 20 % der Herddosis. Dosen unter 10 % der Herddosis waren nicht mehr zu messen, der Minimalwert wurde hier zu 14 % bestimmt. Die höchste Dosis, die an den Meßpunkten für caudomedial verlagerte Ovarien mit 6 MV-Strahlung auftrat, betrug 83 % der Herddosis (Abb. 16 und 23). Bei Telekobaltstrahlung lag der größte Anteil der Ovarien zwischen 18 und 33 % und hierbei wiederum vor allem zwischen 20 und 30 % der Herddosis. Die Gonaden wurden mit mindestens 18 %, höchstens jedoch 74 % der Herddosis belastet (vergleiche Abb. 17 und 23).

Die oben angegebenen Maximalwerte wurden an Meßpunkten bestimmt, die schon fast außerhalb des Schutzbereichs des Blasenabsorbers lagen. In diesem Bereich befindet sich höchstwahrscheinlich kaum mehr Ovarialgewebe. Die hohen Dosen weisen aber darauf hin, daß der Bereich des Strahlenschutzes hinter dem Blasensatelliten sehr gering ist.

Die Abb. 24 stellt die Dosisverteilung in Prozent der Herddosis im Gebiet der wahrscheinlichsten Position caudomedial verlagerter Ovarien dar. Es ist ersichtlich, daß die geringste Belastung von etwa

9 % der Herddosis mit 10 MV-Strahlung zu erzielen ist; bei 6 MV-Photonen beträgt sie schon 12 % und Telekobaltstrahlung liegt mit 17 % der Herddosis in größerem Abstand.

Energie	TLD-Durchschnittswerte in % der Herddosis		
	Minimum	Maximum	Hauptanteil hinter dem Blasenabsorber
10 MV	12	89	12 - 27
6 MV	14	83	14 - 36
Co-60	18	74	18 - 33

Abb. 23 a: Dosisbelastung caudomedial verlagelter Ovarien; Meßwerte aus Phantomscheibe 31; Angaben für Feldform ohne Rückenmarksabsorber;
TLD-Mittelwerte aus 3 Messungen mit 10 MV, 4 mit 6 MV und 2 mit Co-60;

Energie		Prozent der 50 cm ³ als wahrscheinlichster Ovarienlage, die mit definierten Isodosenbereichen belastet werden				
Isodosenbereich in % der HD		70-50	50-30	30-20	20-10	10- 5
10 MV		10	10	10	<u>50</u>	<u>20</u>
6 MV		0	10	10	<u>80</u>	0
Co-60		10	<u>20</u>	<u>40</u>	<u>30</u>	0

Abb. 23 b: Dosisbelastung caudomedial verlagelter Ovarien; Feldkontur ohne Rückenmarks-satellit, Phantomscheibe 31; Film-dosimetrie;
Da eine genaue Organlokalisierung in dieser Position schwer möglich ist, wurde als Bereich wahrscheinlichster Ovarienlage ein Volumen von 50 cm³ (5 x 4 x 2,5 cm³) in der Mitte der Scheibe 31 angenommen.

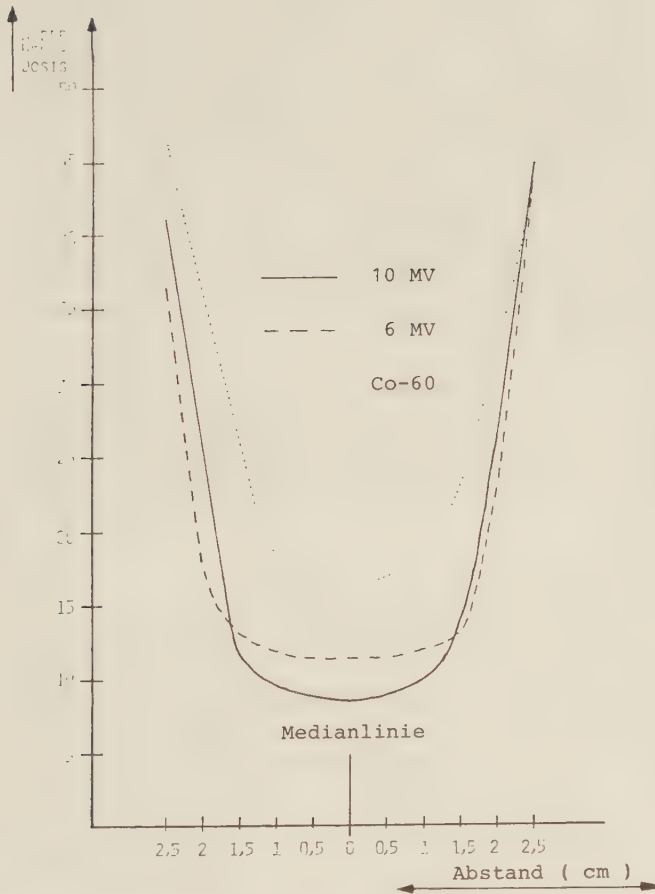


Abb. 24: Dosisprofil durch die Ebene der caudomedial verlagerten Ovarien nach einem eindimensionalen Scan in der Ovarienebene in der Filmscheibe 31-32; Zu beachten sind die energieabhängigen Dosisminima.

Wurden die Ovarien lateral an den Beckenschaufeln fixiert, reduzierte sich die absorbierte Dosis auf 5 bis 10 % der Herddosis bei Beschleunigerstrahlung bzw. auf 10 bis 15 % bei Telekobaltstrahlung (vergleiche Abb. 15 bis 17, 25). Abb. 26 beschreibt den Dosisabfall am Feldrand in der Ebene der lateralisierten Ovarien. Er unterscheidet sich nach der Strahlenart: 10 MV-Photonen weisen am Rand des Ovariallagers (jeweils 9 cm lateral der Medianlinie) die geringsten, Telekobaltstrahlung die höchsten Dosiswerte auf. Der Dosisabfall der 6 MV-Strahlung liegt zwischen dem von 10 MV- und Kobalt-60-Strahlung.

Der in Abb. 26 gegenüber 6 MV-Röntgenstrahlung flacher erscheinende Dosisabfall bei 10 MV-Photonen ist wahrscheinlich durch leichte axiale Phantomtorsionen, also durch Einstellungsfehler, bedingt.

Energie	Isodosenbereich in % der HD		TLD-Mittelwerte in % der HD		absolute Dosis in Gy bei 40 Gy Herddosis			
	links	rechts	links	rechts	linkes Ovar		rechtes Ovar	
					Bereich	Ø	Bereich	Ø
10 MV	6- 9	6- 9	8	8	2,4-3,6	3,2	2,4-3,6	3,2
6 MV	7-10	7-10	9	9	2,8-4,0	3,6	2,8-4,0	3,6
Co-60	8-15	8-18	10	10	3,2-6,0	4,0	3,2-7,2	4,0

Abb. 25: Dosisbelastung von craniolateral verlagerten Ovarien; Angaben nur für Feldform ohne Rückenmarkssatellit; Meßpunkte in den Phantomscheiben 28 und 29; Isodosenbereiche filmfotometrisch bestimmt; Ø: Prozentwerte der TLD-Messungen, umgerechnet auf 40 Gy Herddosis. TLD-Mittelwerte aus 3 Messungen mit 10 MV, 4 mit 6 MV und 2 mit Kobalt-60.

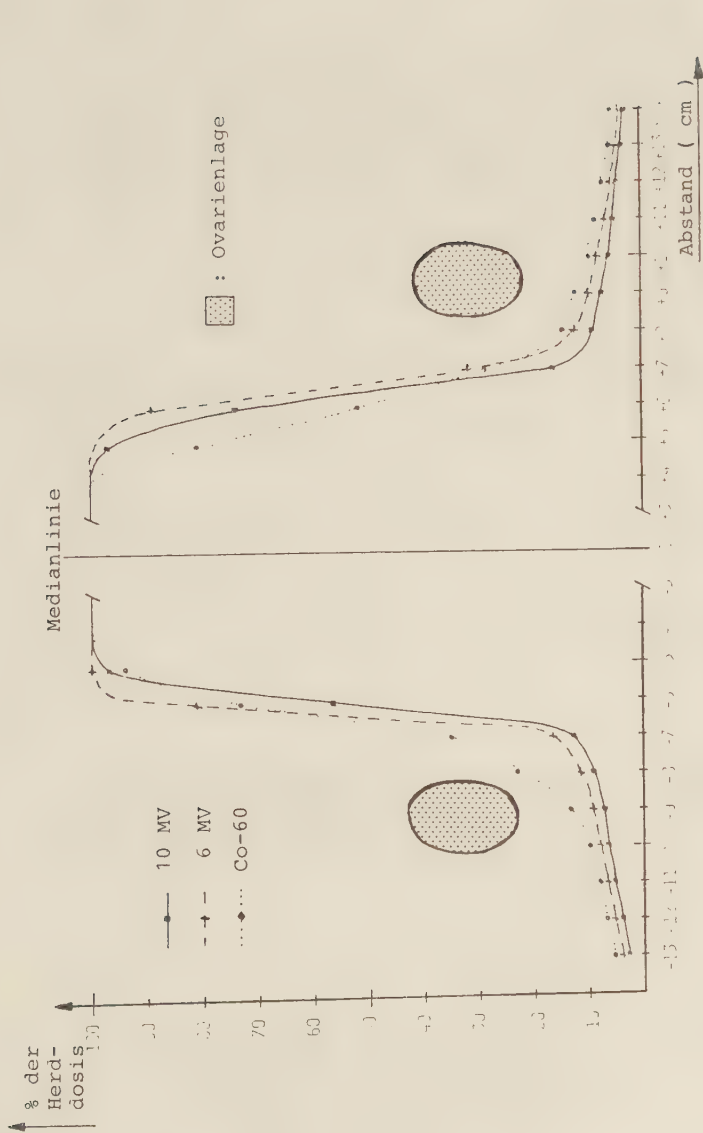


Abb. 26: Dosisprofil in der Ebene der craniolateral verlagerten Ovarien nach einem horizontalen Scan in der Mittellinie der Filmscheibe 28-29.

3.6 Testesdosis

Die Hoden erhielten mit 10 MV-Strahlung Dosen von 2,5 bis 3 % der Herddosis. 6 MV- und Telekobaltstrahlung belasteten die männlichen Gonaden mit Dosen zwischen 3 und 4 % der Herddosis (vergleiche Abb. 27).

Energie	TLD-Mittelwerte in % der HD	Organbelastung in Gy bei 40 Gy Herddosis	Anzahl der Messungen
10 MV	2 - 2,5	0,8 - 1,0	5
6 MV	3 - 4	1,2 - 1,6	8
Co-60	3 - 4	1,2 - 1,6	3

Abb. 27: Durchschnittliche Strahlenbelastung der Hoden, gemessen am Hodenäquivalent.
Die Angaben sind TLD-Mittelwerte aus Meßergebnissen an Feldformen mit und ohne Rückenmarkssatellit.

3.7 Pankreasdosis

Bei einer Bestrahlung an den Linearbeschleunigern ohne Rückenmarkssatellit wurden ca. 60 % des Organvolumens des Pankreas mit mehr als 90 % der Herddosis belastet, bei Telekobalt nur ca. 40 %. Setzte man einen Rückenmarksabsorber ein, wurde nur noch ca. ein Drittel des Organs mit mehr als 90 % der Herddosis bestrahlt, und zwar bei allen Strahlenqualitäten. Allerdings nahm hierbei das Volumen, welches mit 50 bis 90 % der Herddosis belastet wurde, entscheidend zu (vergleiche Abb. 28).

Dosisbereich (% HD)	> 90	90-50	50-20	20-10
Dosisbereich (Gy) bei 40 Gy Herddosis	> 36	36-20	20- 8	8- 4
=====				
Energie, Feldform	% des Gesamtorganvolumens			
10 MV ohne RM-Sat.	60	5	5	30
10 MV mit RM-Sat.	35	35	5	30
6 MV ohne RM-Sat.	60	5	5	30
6 MV mit RM-Sat.	30	35	10	30
Co-60 ohne RM-Sat.	40	25	20	20
Co-60 mit RM-Sat.	30	35	15	20

Abb. 28: In definierten Dosisbereichen liegende Gewebsvolumina (in Prozent des Gesamtorganvolumens) des Pankreas;
 Meßort: Phantomscheibe 22; gerundete, filmdosimetrische Werte;
 RM-Sat: Rückenmarkssatellit

3.8 Leberdosis

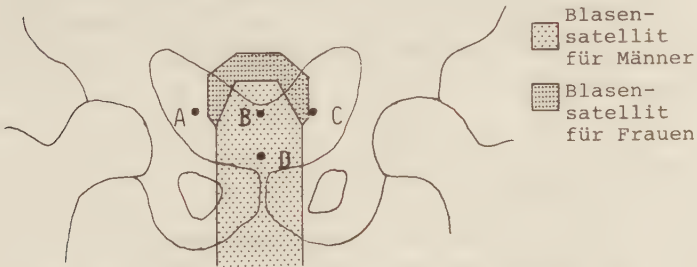
Unabhängig von der Strahlenqualität und der Verwendung eines Rückenmarkssatelliten betraf eine Belastung mit mehr als 90 % der Herddosis etwa ein Drittel der Leber und zwar fast ausschließlich den linken Leberlappen. Im Bereich des Abfalls von 90 auf 10 % der Herddosis befand sich etwa ein Fünftel des Lebervolumens. Generell lag aber mehr als die Hälfte des Organs in einem Dosisbereich unter 10 % der Herddosis, nämlich der rechte Leberlappen. Auch diese Volumenangaben waren bei allen Strahlenarten unabhängig vom Einsatz eines Rückenmarksabsorbers (vergleiche Abb. 29).

Dosisbereich (% HD)	> 90	90 - 10	< 10
Dosisbereich (Gy) bei 40 Gy Herddosis	> 36	36 - 4	< 4
=====			
Energie, Feldform	% des Gesamtorganvolumens		
10 MV ohne RM-Sat.	30	15	55
10 MV mit RM-Sat.	20	20	60
6 MV ohne RM-Sat.	30	20	50
6 MV mit RM-Sat.	20	20	60
Co-60 ohne RM-Sat.	25	20	50
Co-60 mit RM-Sat.	15	30	55

Abb. 29: In definierten Dosisbereichen liegende Gewebsvolumina (in Prozent des Gesamtorganvolumens) der Leber; gerundete, filmdosimetrische Werte; RM-Sat.: Rückenmarkssatellit.

3.9 Blasendosis

Der vom Blasenabsorber geschützte Anteil der Blase wurde mit 10 bis 20 % der Herddosis, je nach Strahlenart, belastet (vergleiche Abb. 30, Meßpunkte B und D). Die caudalen Bereiche der Blase absorbieren geringere Dosen als die im Randgebiet des Satelliten befindlichen. Die lateral des Absorbers gelegenen Blasenanteile (Abb. 30, Meßpunkte A und C) wurden hingegen mit 60 bis 100 % der Herddosis belastet. Hier wirken sich natürlich die individuell unterschiedlichen Satellitenformen, welche zudem bei Männern und Frauen grundsätzlich verschieden gestaltet sind, aus (Abb. 30, Meßpunkt A): Wird mit dem Feld für Frauen (w) bestrahlt, sind die Dosen um ca. 20 % der Herddosis geringer als beim Feld für Männer (m).



Energie, männl./weibl.	TLD-Mittelwerte in % der HD			
	(A)	(B)	(C)	(D)
10 MV (m)	97	21	93	9
10 MV (w)	88	-	65	-
6 MV (m)	77	44	88	12
6 MV (w)	89	-	64	10
Co-60 (w)	74	16	67	-

Abb. 30: Dosisbelastung der Blase; Feld ohne Rückenmarkssatellit;
A bis D: Lage der Meßpunkte
(m): Feld für Männer; (w): Feld für Frauen

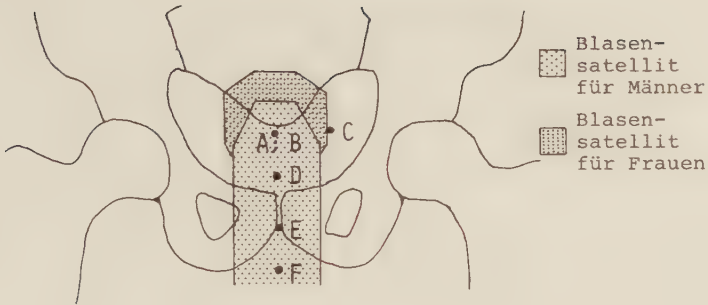
3.10 Rektumdosis

Die cranialen Rektumanteile, die sich noch nicht im direkten Schutzbereich des Blasenabsorbers befinden, wurden bei Verwendung der Feldform für Frauen mit mindestens 10 bis 15 %, bei derer für Männer mit ca. 20 % der Herddosis belastet. Hauptsächlich absorbierten sie bei Frauen ca. 40 %, bei Männern 70 bis 80 % der Herddosis (siehe Abb. 31, Meßpunkte A, C). Dies war energieunabhängig.

Im mittleren Drittel des Rektums traten Dosen zwischen 10 und 20 % der Herddosis, je nach Form des Blasensatelliten, auf. Bei 10 MV-Strahlung waren die Dosen an gleichen Meßpunkten geringfügig kleiner als bei 6 MV-Photonen (Abb. 31, Meßpunkte B, D). Das untere Rektumdrittel wurde unabhängig von der Konfiguration des Blasenabsorbers mit Dosen zwischen 6 und 9 % der Herddosis - je nach Strahlenart - belastet (Abb. 31, Meßpunkte E, F).

3.11 Darmdosis

Das im Strahlenkegel gelegene Darmvolumen erhielt bei Verwendung von 10 MV- bzw. 6 MV-Strahlung über 90 % der Herddosis in einem Bereich von 100 % der Einstrahlbreite. Bei Telekobaltstrahlung betrug dieser Bereich ca. 80 % der Feldbreite. Der Randschatten des Feldes (Dosisabfall von 90 auf 10 % der Herddosis) belastete den Darm zusätzlich beiderseits des Feldrandes mit ca. 30 % der Feldbreite bei 10 MV-Strahlung, ca. 40 % der Feldbreite bei 6 MV-Photonen und ca. 65 % der Einstrahlbreite bei Kobalt-60-Strahlung (vergleiche Abb. 32).



Energie männlich - weiblich	TLD-Mittelwerte in % der HD					
	(A)	(B)	(C)	(D)	(E)	(F)
10 MV (m)	18	17	86	8	7	6
10 MV (w)	12	11	38	-	7	6
6 MV (m)	20	18	65	11	8	8
6 MV (w)	14	13	42	10	8	7
Co-60 (w)	18	-	38	-	9	-

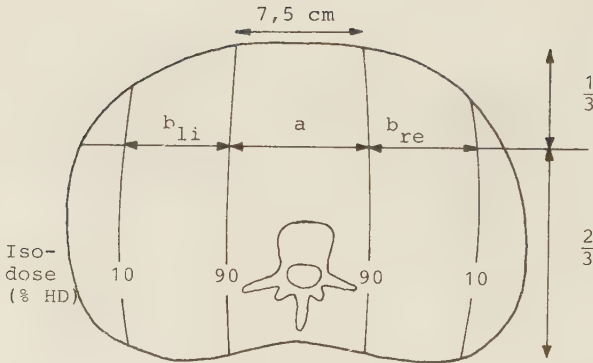
Abb. 31: Dosisbelastung des Rektums; Feldform ohne Rückenmarkssatellit;

oberes Rektumdrittel: Meßpunkte A, B, C
mittleres Rektumdrittel: Meßpunkt D
unteres Rektumdrittel: Meßpunkte E, F

Die Meßpunkte A und B liegen in der gleichen Phantomscheibe, allerdings in unterschiedlichen sagittalen Gewebstiefen.

(m): Feldform für Männer

(w): Feldform für Frauen



	Abstand der Isodosen in cm		Abstand der Isodosen in % von 7,5 cm	
% der Herd-dosis	90	90 - 10	90	90 - 10
≙ Strecke	a	$\frac{b_{re} + b_{li}}{2}$	a	$\frac{b_{re} + b_{li}}{2}$
<u>Energie</u>				
10 MV	7,4	2,2	100	30
6 MV	7,4	2,8	100	40
Co-60	5,8	4,8	80	65

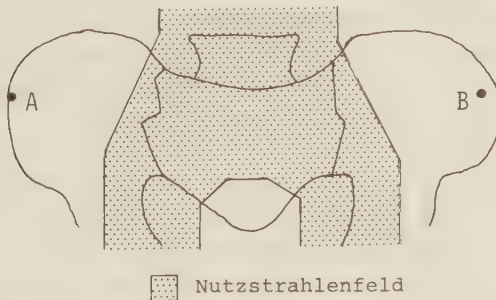
Abb. 32: Dosisbelastung des Darms,

gemessen zwischen ventralem und mittlerem Drittel des Phantomscheibenzwischenraums 24/25; Die Einstrahlbreite des Feldes an der Phantomoberfläche betrug hier 7,5 cm; darauf wurden die Abstände bezogen.

Zu beachten ist der je nach Strahlenart unterschiedliche Abstand der rechten und linken 90 %-Isodose (= Strecke "a") und die Strecke des Randschattens (Dosisabfall von 90 auf 10 %) als Mittelwert der rechten und linken Seite (= Strecken $(b_{re} + b_{li}) \cdot 1/2$).

3.12 Dosis im Schatten des Sekundärkollimators

Die Dosis unter dem Sekundärkollimator wurde an je einem Meßpunkt, der jeweils 12 cm von der Medianlinie entfernt war, rechts und links in der Phantomscheibe 28 gemessen. Die hier bestimmten Dosen lagen zwischen 4 % (10 MV) und 6 % der Herddosis (Kobalt-60). Dieser betrachtete Bereich befand sich zwischen den filmfotometrisch bestimmten Isodosenlinien von 3 bis 7 % der Herddosis bei 10 MV-Strahlung, 4 bis 8 % der Herddosis bei 6 MV-Photonen und 5 bis 10 % der Herddosis bei Telekobaltstrahlung (vergleiche auch Abb. 33).



Energie	TLD-Mittelwerte in % der HD		Isodosenbereich in % der HD	
	(A)	(B)	(A)	(B)
10 MV	4	5	3 - 7	3 - 7
6 MV	6	5	5 - 7	4 - 8
Co-60	6	6	6 - 10	5 - 9

Abb. 33: Dosiswerte unter dem Sekundärkollimator;

Meßpunkt A: rechts; Meßpunkt B: links;
A und B jeweils 12 cm lateral der Median-
linie.

3.13 Beziehung zwischen geplanter und gemessener Herddosis

Die Herddosen waren bei 10 MV-Beschleunigerbestrahlung zu 2,00 Gy, bei 6 MV-Röntgenstrahlung zu 2,02 Gy geplant.

Die Mittelwerte aus an verschiedenen Tagen gemessenen durchschnittlichen Herddosen lagen generell über den berechneten. Bei 10 MV-Strahlung waren sie - je nach Feldform - um 0,02 Gy bis 0,07 Gy (entsprechend 1 bis 3,5 %) höher. Die Bestrahlungen mit 6 MV-Photonen ergaben Abweichungen zwischen 0,05 Gy und 0,22 Gy, also 2,5 bis 11 %. Die höchsten Differenzen waren hier bei den Feldformen mit Rückenmarkssatellit zu verzeichnen (vergleiche Abb. 34).

Bei Telekobaltbestrahlung konnten geplante und gemessene Herddosen nicht verglichen werden, da die exakte Berechnung der Herddosis mangels wichtiger Felddaten unmöglich war. Am Gammatron werden in der Regel keine Großfeldbestrahlungen durchgeführt, so daß die hier benötigten Feldgrößen nicht dosimetriert waren.

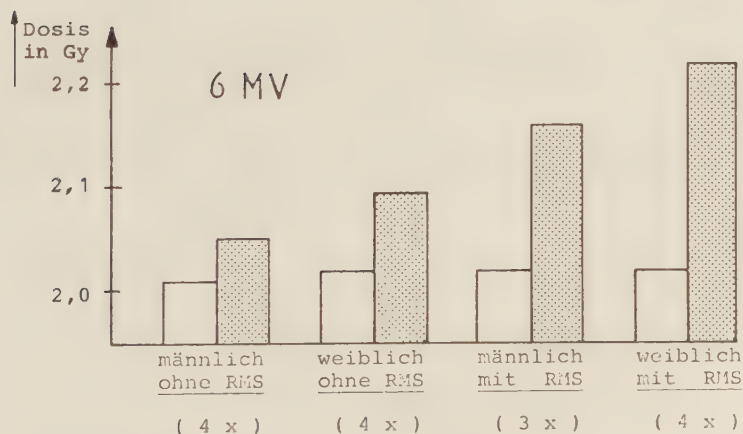
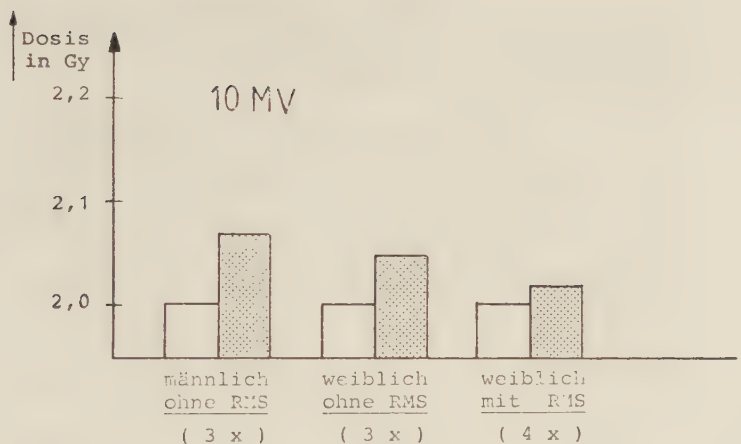


Abb. 34: Vergleich von zentralstrahlkalkulierter und tatsächlich gemessener Herddosis bei 10 MV- und 6 MV-Linearbeschleunigerstrahlung; Feldformen für männliche bzw. weibliche Patienten ohne bzw. mit Rückenmarkssatellit (RMS);
leer: berechneter Wert; punktierter: Mittelwert der gemessenen durchschnittlichen Herddosen;
 (x): Anzahl der Einzelmessungen pro Feldform;

3.14 Abweichungen der gemessenen durchschnittlichen Herddosen und der Monitorkalibrierungen im Verlauf der Versuchszeiträume

Die Monitorkalibrierungen der Linearbeschleuniger, d.h. die Beziehung von Monitoreinheit und Dosis, waren nicht - wie zu erwarten gewesen wäre - konstant. Sie schwankten um einen Sollwert. Gleichsinnig verhielten sich die mit TLD gemessenen Herddosen. Allerdings streuten diese weitaus stärker.

Die Abweichungen der Monitorkalibrierung betrugen bei 6 MV-Röntgenstrahlung maximal + 4,2 % des Sollwertes, die der gemessenen Herddosen maximal - 2 % bzw. + 11,4 % (vergleiche Abb. 35).

Bei Messungen am 10 MV-Beschleuniger stellten wir Schwankungen der Monitorkalibrierung von - 2,9 % bis + 2,0 % und der gemessenen Herddosen von maximal - 4,5 % bzw. + 12,5 % des Sollwertes fest (siehe Abb. 36).

Die Abb. 35 und 36 zeigen den Verlauf der mit TLD im Alderson-Phantom gemessenen durchschnittlichen Herddosen über den jeweiligen Versuchszeitraum bei 6 MV- und 10 MV-Beschleunigerstrahlung. Zugleich sind die Monitorkalibrierungen des entsprechenden Linearbeschleunigers angegeben. Sie wurden unter Standardbedingungen ionometrisch ermittelt. Die horizontale gestrichelte Linie in den Abb. 35 und 36 bezeichnet die für die Planung zugrundegelegten Werte der Monitorkalibrierungen und die geplanten Herddosen. Auf beiden Ordinaten entsprechen gleiche Strecken derselben prozentualen Abweichung vom Planungswert.

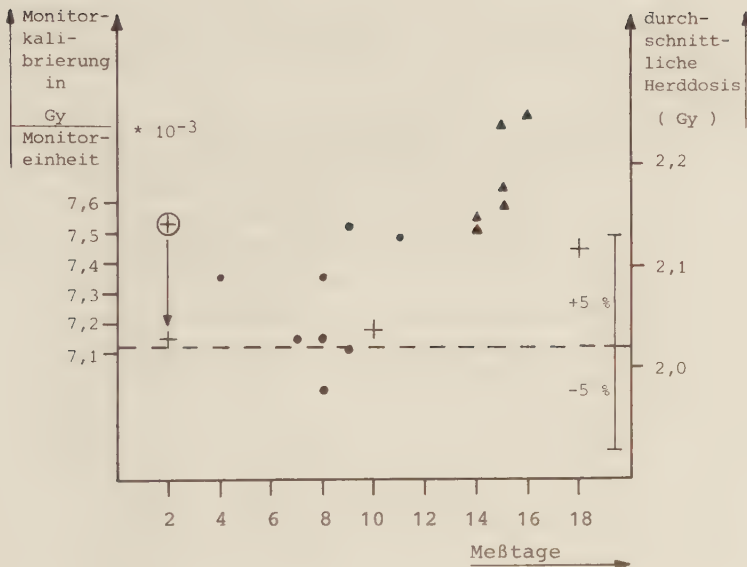


Abb. 35: Darstellung von gemessenen Herddosen und Monitorkalibrierungen im Verlauf des Versuchszeitraums am 6 MV-Linearbeschleuniger Mevatron 67;

- : Erwartungswert für Herddosis und Monitorkalibrierung
- : gemessene durchschnittliche Herddosis für Feldformen ohne Rückenmarkssatellit
- ▲ : gemessene durchschnittliche Herddosis für Feldformen mit Rückenmarkssatellit
- ⊕ : ionometrisch gemessene Monitorkalibrierung
- ⊕ : Monitorkalibrierung bei Dosierung ohne accessory holder (1 cm Plexiglas); bei Einbringen des Satellitenträgers wird eine Dosisreduktion um ca. 5 % erwartet. Entsprechende Korrektur (→) ergibt den zu verwendenden Wert.

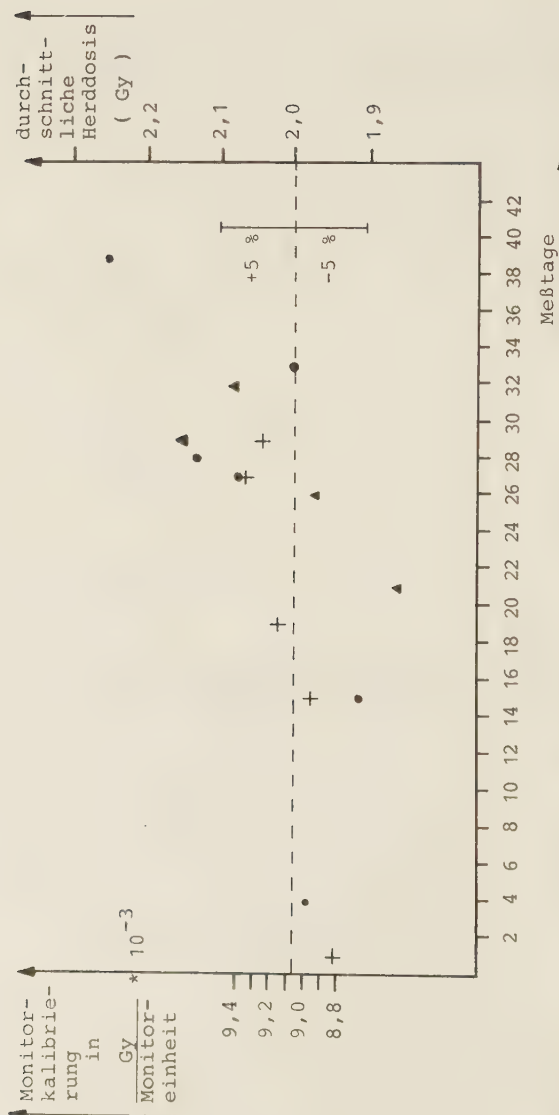


Abb. 36: Darstellung von gemessenen Herddosen und Monitorkalibrierungen im Verlauf des Versuchszeitraums am 10 MV-Linearbeschleuniger Mevatron 20;

- : Erwartungswert für Herddosis und Monitorkalibrierung;
 • : gemessene Herddosis für Feldform ohne Rückenmarkssatellit;
 ▲ : gemessene Herddosis für Feldform mit Rückenmarkssatellit;
 + : ionometrisch gemessene Monitorkalibrierung;

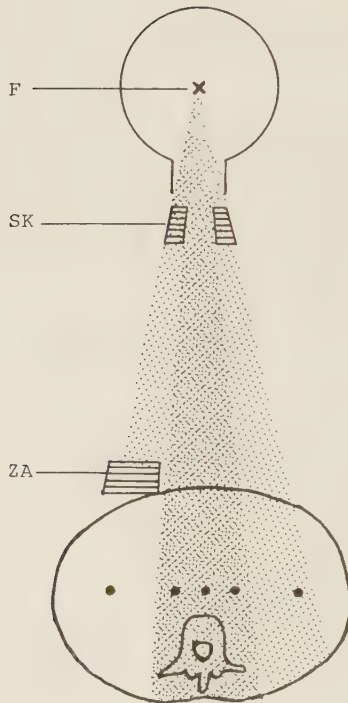
3.15 Dosisreduktion durch zusätzliche patientennahe Abschirmung

Es wurde die Dosisreduktion durch einen 7,6 cm dicken, soliden Wood-Metallklotz bei 6 MV-Beschleunigerstrahlung bestimmt. Der Klotz wurde über die Meßpunkte, die den craniolateral verlagerten Ovarien entsprachen, an einer Seite auf die Phantomoberfläche gelegt. Die Gegenseite blieb ungeschützt. Die erhaltenen Dosiswerte bezogen wir prozentual auf die gleichzeitig mitgemessene durchschnittliche Herddosis (HD).

Die Dosis am Ovarienmeßpunkt ohne Zusatzabschirmung betrug 9,5 % der Herddosis, die unter dem Absorptionsklotz 5,5 % der Herddosis. Damit konnte eine Dosisreduktion um etwa 40 % bezüglich der Bestrahlung ohne Klotz bzw. um 4 % bezüglich der Herddosis erreicht werden. Umgerechnet auf eine durchschnittliche Gesamtherddosis von 40 Gy könnte durch eine zusätzliche Abschirmung also eine Dosisreduktion an den nach lateral verlagerten Ovarien von etwa 3,8 Gy auf ca. 2,2 Gy erfolgen.

Dieser Versuch zeigte auch, daß ein nicht unwesentlicher Teil der Strahlenbelastung von Strukturen, die außerhalb des primären Strahlenfeldes liegen, der Durchlaßstrahlung der Sekundärkollimatoren zuzuschreiben ist. Diese kann durch zusätzliche Abschirmmaßnahmen vermindert werden.

Die Abb. 37 beschreibt diesen Versuch nochmals schematisch.



	mit Zusatzab- schirmung	Herddosis	ohne Zusatzab- schirmung
Dosis in Prozent der Herddosis	5,5	100	9,5

Abb. 37: Schematischer Versuchsaufbau und Ergebnisse zur Dosisreduktion mittels zusätzlicher patientennaher Abschirmung;

F : Fokus

SK: Sekundärkollimator (7,1 cm Wood-Metall)

ZA: Zusatzabschirmung (7,6 cm Wood-Metall)

4. Diskussion

4.1 Auswirkungen der Strahlenqualität auf die Dosisverteilung im Gewebe

4.1.1 Feldhomogenität

Die Felddauslastung in Craniocaudalrichtung war bei Beschleunigerstrahlung weitgehend homogen. Auch die feldrandnahen Meßpunkte wurden nicht erheblich unterdosiert. Ebenso maßen wir in der Milz Dosen um 100 % der Herddosis und zwar sowohl bei 10 MV- als auch bei 6 MV-Strahlung. An den cranialen und caudalen Feldgrenzen (z.B. Meßpunkte im oberen Leber- und Milzbereich, Blasenregion) waren noch etwa 90 % der Herddosis zu messen, so daß Unterdosierungen (bei vd- und dv-Einstrahlung) unwahrscheinlich sind.

Den Meßwerten der Abb. 5 zufolge scheint die 6 MV-Strahlung homogener als die 10 MV-Strahlung zu verlaufen (geringere Dosisreduktion zum Feldrand hin). Dies ist wahrscheinlich ein durch die Meßtechnik bedingter Irrtum. Vermutlich beruht diese Erscheinung auf der Problematik feldrandnaher Meßpunkte und sollte nicht als Ausdruck einer schlechteren Feldhomogenität am 10 MV-Beschleuniger gewertet werden. Zusätzlich ist hierbei der TLD-Meßfehler zu berücksichtigen.

Die von uns bestimmte Feldhomogenität steht mit der von PAGE et al. (30) unter ähnlichen Bedingungen gefundenen im Einklang.

Im Gegensatz zu den Linearbeschleunigern wies die Strahlung des Telekobaltgerätes eine geringere Homogenität in beiden Hauptrichtungen des Feldes auf. Dies äußerte sich in überhöhter Belastung von Anteilen des Zielvolumens in der Feldmitte bzw. relativ starker Dosisreduktion sowohl zu lateralen Lymphknotenmeßpunkten hin als auch an den cranialen und caudalen Feldgrenzen. Hier traten Dosen um oder sogar unter 80 % der Herddosis auf. Damit werden die Grenzen zu kritischen Unterdosierungen bei weiter vom Zentralstrahlgebiet entfernten Strukturen fast erreicht. Gegebenenfalls müßte hier eine nachträgliche Aufsättigung erfolgen.

Die geringere Feldhomogenität bei Telekobalt- im Vergleich mit Beschleunigerstrahlung liegt wohl begründet in

- vermehrter Halbschattenbreite bei Kobalt-60, die sich bevorzugt an den Feldrändern auswirkt,
- ungünstig steiler Tiefendosiskurve der Telekobaltstrahlung.

Diese Einflüsse werden in 4.1.2 und 4.1.3 eingehender dargestellt.

4.1.2 Auslastung des Zielvolumens

Die Feldbreite - allgemein definiert als der Abstand der 50 %-Isodosenlinien in 10 cm Wassertiefe - unterscheidet sich bei allen drei untersuchten Strahlenenergien kaum. Anders der Abstand der beiden 90 %-Isodosenlinien im Herdgebiet:

Bei Beschleunigertechnik entsprach der Abstand der 90 %-Isodosen im Zielgebiet annähernd der Breite der Strahleneintrittsfelder an der Phantomoberfläche. Die Felder bei 6 MV- bzw. 10 MV-Beschleunigerstrahlung sind also an jedem Punkt mit mehr als 90 % der Herddosis ausgelastet.

Bei Telekobaltbestrahlung ist die Dosis an den Rändern des Strahlenfeldes z.T. unter 90 % der Herddosis reduziert; der Abstand der beiden 90 %-Isodosenlinien verschmälert sich. Dies läßt sich erklären durch:

- Die am Telekobaltgerät wesentlich vergrößerte Halbschattenbreite (vergleiche 4.1.3). Es verschmälert sich hier der Bereich der vollen Dosisleistung schon beim Strahleintritt an der Phantomoberfläche.
- Den steileren Tiefendosiskurvenverlauf der Kobalt-60-Photonen (45). Es erreicht ein noch geringerer Teil der Einstrahldosis die Herdtiefe. Daraus resultiert der zur Phantommitte hin abnehmende Abstand der 90 %-Isodosen bei Telekobalttherapie (vergleiche Abb. 13 und Isodosendarstellungen in Anhang 8.3).
- Wegen der ohnehin schon relativ geringen Dosisleistung des Telekobaltgerätes ist der Einsatz eines effizienten Ausgleichskörpers zum Glätten des Strahlenfeldes schwierig, da damit die Bestrahlungszeit unpraktikabel verlängert werden würde.

Um alle Lymphknotengebiete, auch die lateral gelegenen, mit genügend hohen Dosen zu belegen, müßte entweder das Eintrittsfeld bei Telekobaltbestrahlung verbreitert oder die Dosis erhöht werden.

Letzteres würde aber zu einer Überdosierung der in der Feldmitte gelegenen Partien führen. Eine Feldverbreiterung bedeutet eine unerwünschte Mehrbelastung von Risikoorganen durch ein vergrößertes Radiotherapievolumen.

4.1.3 Randabfall

- Die Beschleunigerstrahlung beider untersuchter Energien fällt zum Feldrand hin steiler als die Telekobaltstrahlung ab. Verglichen mit 10 MV-Photonen benötigt die Kobalt-60-Strahlung mehr als die doppelte Strecke zum Erreichen gleicher Isodosen. Dieser Sachverhalt liegt wohl begründet
- in der Energieabhängigkeit des Streuwinkels der Comptonstreuung: Mit steigender Photonenenergie weist der Winkel der Comptonstreuung immer mehr in die Richtung der eingestrahlteten Photonen. Die Streuung erfolgt also umso mehr nach vorne, je höher die Energie ist; damit nimmt der seitlich gestreute Anteil ab, der Randabfall wird geringer.
 - in der Größe des Fokus. Je größer nämlich die Quelle einer Strahlung, desto größer wird der Halbschattenbereich bei Ausblendung eines Strahlenbündels (46). Bei den Beschleunigern beträgt die Fläche des Fokus (Ausgangspunkt des Strahlenbündels) nur wenige Quadratmillimeter, kommt also dem punktförmigen Idealfall ziemlich nahe (38, 39). Die Quelle der Telekobaltstrahlung weist hingegen eine Fläche von mindestens einem Quadratzentimeter auf. So tritt bei Ausblendung des Nutzstrahlenbündels

bei Beschleunigerstrahlung ein geringer, bei Telekobaltstrahlung ein wesentlich größerer Halbschattenbereich aufgrund rein geometrischer Phänomene auf. Dies verbreitert den Randabfall.

4.1.4 Streu- und Leckstrahlung

Streustrahlung tritt bei Telekobaltstrahlung stärker in Erscheinung als bei 6 MV- oder 10 MV-Photonen. Bei Kobaltstrahlung waren unter gleicher Strahlgeometrie wie bei Beschleunigerstrahlung gleiche Isodosenwerte erst wesentlich weiter lateral von der Feldmitte zu verzeichnen. Dies erklären wir durch

- eine vermehrte Halbschattenbildung am Telekobaltgerät (vergleiche 4.1.3)
- eine größere seitliche Streuung der Kobalt-60-Photonen im Gewebe, da die Telekobaltstrahlung niederenergetischer ist als 6 MV- bzw. 10 MV-Strahlung (siehe Comptonstreuung 4.1.3).

Bei Beschleunigertechnik ist der Einfluß dieser Faktoren vermindert.

Eine gewisse Randbelastung bei Beschleunigerbestrahlung ist eher auf eine vermehrte Transmission durch den Sekundärkollimator zurückzuführen. Die Halbwertsdicke eines Materials steigt nämlich in der Regel mit zunehmender Strahlenenergie (45). Die Leckstrahlung für die von uns verwendeten Wood-Metallklötze von 7,1 cm Dicke wurde als ca. 5 % der Einstrahldosis bestimmt. Daraus ist zu folgern, daß die Strahlenbelastung von Geweben am Feldrand (unter der Abschirmung des Sekundär-

kollimators) mit 5 bis 10 % der Herddosis im wesentlichen von Durchlaßstrahlung verursacht wird. Hier ergibt sich die Möglichkeit, die Dosis an besonders zu schützenden Strukturen, die lateral des Nutzstrahlenbündels liegen, durch zusätzliche patientennah angebrachte Bleiabdeckungen genügender Dicke nochmals zu reduzieren (vergleiche 3.15). Bei Telekobaltstrahlung erscheint dies nicht so sinnvoll, da hier die Belastung von Randgewebe eher durch die Auswirkungen des Nutzstrahls im Gewebe als durch Durchlaßstrahlung verursacht wird.

4.1.5 Aufbaueffekt

Bei den von uns betrachteten Strahlenenergien lag das Dosismaximum bei 10 MV-Photonen am tiefsten im Gewebe, bei Telekobaltstrahlung am oberflächlichsten. 6 MV-Strahlung erschien zwischen 10 MV- und Kobalt-60-Strahlung. Dies beruht auf dem energieabhängigen Aufbaueffekt (45).

Der ausgeprägte Aufbaueffekt bei 10 MV-Strahlung verlegt das Dosismaximum in etwa 2 bis 3 cm Gewebstiefe. Dabei ist zu beachten, daß

- so die Haut als strahlenempfindliches Organ (16) vor Strahlenbelastung gut geschützt werden kann
- dies von Nachteil sein kann, wenn subkutane Lymphgewebe bestrahlt werden sollen. Dies ist z.B. bei der Strahlenwahl für eine Radiotherapie supraklavikulärer und zervikaler Lymphknoten zu beachten (29, 44). Im Abdomen liegen die Lymphknoten tief. Gewisse Probleme tau-

chen nur in der Region der inguinalen Lymphknoten auf. Hier sei zunächst auf 4.6.1 verwiesen.

Von Seiten des Aufbaueffekts sind demnach bei einer Abdominalbestrahlung 10 MV-Photonen geeigneter als 6 MV- oder Telekobaltstrahlung.

4.1.6 Bestrahlungsbedingungen

Die Kenndosisleistung (Dosis pro Zeiteinheit in 100 cm Fokus-Haut-Abstand bei 15 cm x 15 cm Feldgröße) der verwendeten Geräte war sehr unterschiedlich. Sie betrug beim Mevatron 20 (10 MV-Röntgenstrahlung) 3,0 Gy pro Minute, beim Mevatron 67 (6 MV-Röntgenstrahlung) 2,2 Gy pro Minute (38, 39). Die Dosisleistung der Linearbeschleuniger war damit erheblich höher als die des Gammastrahlers (Kobalt-60-Photonen) mit ca. 0,5 Gy pro Minute.

Auch in Anbetracht der größeren Tiefendosis der höherenergetischen Beschleunigerstrahlungen ist damit zum Erreichen gleicher Herddosen eine viel kürzere Strahlzeit erforderlich, als mit einem Telekobaltgerät. Die lange Bestrahlungszeit am Gammatron birgt die Gefahr, daß durch Bewegungen des Patienten Einstellungsungenauigkeiten auftreten. Diesem Problem begegnet man in der Praxis durch eine Verringerung des Fokus-Haut-Abstands auf Werte zwischen 60 und 80 cm und erreicht so eine wesentliche Verkürzung der Bestrahlungszeit. Die Strahlenintensität folgt bekanntlich dem Abstands-Quadrat-Gesetz. Eine Verkürzung des

Fokus-Haut-Abstands hat allerdings Nachteile:

- die Strahldivergenz nimmt zu, d.h. die Strahlen treten weniger parallel als bei großem Fokus-Haut-Abstand in den Körper ein; die Folge davon ist
- eine Verbreiterung des Randabfalls und
- ein schlechterer Tiefendosisverlauf.
- Es werden bei geringerem Fokus-Haut-Abstand größere und damit schwerere und unhandlichere Satelliten erforderlich. Im Gegensatz dazu ist die Handhabung der Absorber bei Bestrahlung am Beschleuniger einfach.

4.1.7 Folgerungen aus den Eigenschaften der unterschiedlichen Strahlenenergien

Zusammenfassend kann beim Vergleich der untersuchten Strahlenqualitäten gefolgert werden, daß aus rein physikalischen Gründen (Feldhomogenität, Feldauslastung, Randabfall, Aufbau-effekt und Bestrahlungsbedingungen) 10 MV- Beschleunigerstrahlung bei der Bestrahlung eines umgekehrten Y-Feldes vorzuziehen ist. Telekobaltstrahlung sollte aus den genannten Gründen nach Möglichkeit nicht zur Großfeldtherapie angewendet werden.

4.2 Schwankungen der Herddosis

Die gemessenen Herddosen waren im Durchschnitt bei allen Feldformen an beiden Beschleunigern höher als die berechneten Werte. Für das Telekobaltgerät

können hierüber keine Aussagen gemacht werden. In der Univ.-Frauenklinik Erlangen werden keine Großfeldbestrahlungen angewendet. Deshalb fehlten die entsprechenden Messungen und Tabellen zur Berechnung der Tiefendosis.

Die einzelnen mit TLD bestimmten Herddosen schwanken um viel höhere Beträge als die Monitorkalibrierungen der Beschleuniger:

- Die Herddosen pendelten bei 10 MV-Strahlung zwischen - 7 und + 12,5 % um den Sollwert, bei 6 MV-Strahlung zwischen - 2 und + 11,4 %.
- Die Abweichungen vom Sollwert betrugen beim Mevatron 20 (10 MV) maximal ± 3 %, beim Mevatron 67 (6 MV) maximal + 3 %.

Bei beiden Beschleunigern bestand mit der Zeit ein Trend zu höheren Dosen pro Monitoreinheit. Wodurch diese Drift hervorgerufen wird, ist unklar. Umweltfaktoren beeinflussen die Dosisleistung der Geräte sicher erheblich. Allein Luftdruckschwankungen können die Monitorkalibrierung um ± 3 % ändern. Die Tagesschwankungen der Dosisleistung werden vom Hersteller mit ± 2 % angegeben (39).

Die mit TLD gemessenen Herddosen folgten bei beiden Geräten dem jeweiligen Trend der Monitorkalibrierung. Allerdings schwankten die Meßwerte der durchschnittlichen Herddosis stärker und um höhere Beträge um den Sollwert. Dies kann folgende Ursachen haben:

- In die TLD-Meßwerte gehen nicht nur die variablen Monitorkalibrierungen ein, sondern zusätzlich weitere Faktoren. Es sind z.B. die Schwankungen im Temperungs- und Regenerierungsprozeß

der Dosimeter, Luftdruckabhängigkeit des Ausheizungsprozesses und der Funktion des Photomultipliers zu nennen. Außerdem ist hier die Meßungenauigkeit des TLD-Verfahrens überhaupt zu berücksichtigen.

- Weiterhin trägt die Bestrahlungsgeometrie zu Änderungen der Einstrahldosis bei. Nachdem die Strahlungsintensität dem Abstands-Quadrat-Gesetz folgt, führen Änderungen des Fokus-Haut-Abstands um ± 5 mm zu einem Fehler von $\pm 1\%$. Solche Abweichungen können schon durch die Ablesung und Anzeigeungenauigkeit der optischen Entfernungsmesser entstehen.
- Inwieweit sich Winkelfehler, also axiale Torsionen des Patienten, bei opponierenden Stehfeldern auf die Herddosis auswirken, wurde nicht quantifiziert. Jedenfalls führen Verdrehungen zu einer nicht unerheblichen Mehrbelastung kritischer Organe im Randbereich des Nutzstrahlenbündels.
- Schließlich sei darauf hingewiesen, daß sich die Bestrahlungen mit 10 MV-Photonen über gut einen Monat erstreckten, während die Versuche mit 6 MV-Strahlung nach etwa zweieinhalb Wochen abgeschlossen waren. Somit konnten sich die Dosisabweichungen vom Sollwert an den einzelnen Meßtagen am Mevatron 20 annähernd ausgleichen, d.h. es resultierten schließlich Gesamtherddosen, die den geplanten nahe kamen. Am Mevatron 67 wurde im steigenden Trend der Monitorkalibrierung gemessen und die relativ kurze Versuchsdauer erlaubte keinen Ausgleich erhöhter Einzelergebnisse. Dies schlägt sich in der stark überhöhten Gesamtdosis der 6 MV-Felder mit Rückenmarks-

satellit ganz besonders nieder. Diese wurden an wenigen Tagen hintereinander dosiert, an denen der Beschleuniger ungewöhnlich hohe Dosen erzeugte.

Für einen Therapiekurs am Patienten kann aber wohl angenommen werden, daß sich die Einzelabweichungen über einen längeren Behandlungszeitraum statistisch ausgleichen. Die gesamte eingestrahlte Dosis kommt dann der geplanten ziemlich nahe. Allerdings führen die schwankenden Dosen zu wechselnden biologischen Strahlenwirkungen sowohl auf den Tumor als auch auf gesundes Gewebe. Insofern sind die Schwankungen der Monitorkalibrierung ein erheblicher Nachteil der Linearbeschleuniger gegenüber Telekobaltgeräten.

Im Gegensatz zu den Beschleunigern konnten wir am Telekobaltgerät keine wesentlichen Schwankungen der Herddosis messen, jedoch zeichneten wir hier keinen Verlauf der Dosen auf. Bei Telekobalttherapie ist eine konstantere Strahlungsintensität mit geringeren Störungen durch Umwelteinflüsse anzunehmen.

Aus den Ergebnissen über die Schwankungen der Herddosis ist für die Patientenbestrahlung zu folgern, daß die kontrollierbaren Parameter (Monitorkalibrierung der Beschleuniger und Bestrahlungsgeometrie) so genau wie möglich einzuhalten sind. Die Monitorkalibrierung wird zwar täglich überprüft und korrigiert, allerdings werden bei der Strahlerzeugung mittels Teilchenbeschleuniger immer gewisse, nicht vorhersehbare Abweichungen vom Sollwert auftreten. Deshalb sollte wenigstens die Bestrahlungsgeometrie - evtl. durch Einführung genauerer Einstellhilfen - so konstant wie möglich gehalten werden.

4.3 Alderson-Phantom

Das Alderson-Phantom erwies sich als brauchbares Bestrahlungsobjekt, da es dem menschlichen Körper in Gestalt und Strahlenabsorptionseigenschaften angeglichen ist. Die Versuchsanordnung zeigte aber auch einige Nachteile:

- Die Organgrenzen mußten anhand idealisierter anatomischer Atlanten starr übertragen werden. Die individuelle Variationsbreite der Organlage und die Lageänderungen der Organe in Bauch- bzw. Rückenlage blieben unberücksichtigt.
- Das Phantom war axial beweglich, also in sich torquierbar. Durch Summation minimaler Verdrehungen einzelner Scheiben gegeneinander waren im ganzen System Lageabweichungen einzelner Meßpunkte zum Feld möglich. So wurde die Reproduzierbarkeit des räumlichen Bezugs zum Strahlenfeld gemindert. Daraus resultierte, daß am selben Meßort unter sonst gleichen Bedingungen bei verschiedenen Einzelbestrahlungen große Dosisunterschiede auftraten, die allein durch den TLD-Meßfehler nicht zu erklären sind. Diese Tatsache wurde vor allem an feldrandnahen Meßpunkten deutlich, wie z.B. den Nieren, den mediocaudal verlagerten Ovarien und der Blase. Hier traten teilweise recht inhomogene Meßwerte auf, da schon kleine Verschiebungen hohe Dosisunterschiede bewirkten.
- Die Wirkung der von uns verwendeten Strahlenenergien beruht hauptsächlich auf dem Comptoneffekt (vergleiche 4.1.3). Die Strahlenabsorption über den Comptoneffekt ist vor allem von der Dichte des bestrahlten Materials abhängig (11). Die Dichten der im Menschen vorkommenden

Stoffe sind unterschiedlich. Das Alderson-Phantom hingegen besteht im von uns betrachteten Abschnitt aus einer Kunststoffmasse einheitlicher Dichte. Es können damit also keine Absorptionsunterschiede für hochenergetische Therapiestrahlungen durch verschiedene Gewebe, wie sie im Abdominalbereich des Menschen vorhanden sind (Fett, Muskel, Knochen, Wasser, Darmgas), simuliert werden. Inwieweit sich der menschliche Körper bzw. das Phantommaterial genau im Strahlenverlauf (Homogenität, Absorption) unterscheiden, konnte nicht geprüft werden.

Insgesamt ist also festzustellen, daß es sich bei den Meßergebnissen am Alderson-Phantom um idealisierte Richtwerte handelt. Sie können nur innerhalb gewisser Grenzen auf den individuellen Patienten mit seinem speziellen Körperbau übertragen werden.

4.4 Thermolumineszenzdosimetrie

Die Thermolumineszenzdosimetrie stellte unser wesentliches Meßsystem dar. Ihre Vorteile waren:

- Punktmessung der tatsächlich absorbierten Dosen,
- viele verschiedene Meßpunkte konnten gleichzeitig bei einem Bestrahlungsvorgang ohne störende Ableitungen dosiert werden,
- die Absorptionseigenschaften des Phantoms änderten sich durch Einbringen der TLD nicht. Damit war die Strahlhomogenität zu erhalten und störende Streueffekte zu vermeiden (21, 36),
- die Meßgenauigkeit und Reproduzierbarkeit des Meßvorgangs waren relativ hoch,
- die Dosimeter waren wiederverwendbar.

Andererseits wurden auch Nachteile der Thermolumineszenzdosimetrie deutlich:

- Die Handhabung der kleinen Kristalle war umständlich.
- Der Auswerte- und Regenerierprozeß der bestrahlten Dosimeter bedurfte besonderer Geräte (Ausheizgerät, Photomultiplier, Ofen) und war zeitaufwendig.
- Die Dosimetergruppen mußten dauernd neu kalibriert und kontrolliert werden, um Störeinflüsse der Umgebung zu vermindern und den Meßfehler gering zu halten.
- Die Sensibilität des Meßsystems nahm mit der Zeit ab. Dies war durch Einflüsse der Bestrahlung und vor allem der hohen thermischen Belastung der Kristalle während der Regenerierung (25) bedingt. Dadurch wurde die Erstellung von Regressionskurven zur Berechnung des für die jeweilige Messung wahrscheinlichsten Kalibrierfaktors nötig. Die Berechnung der Meßortdosis konnte damit erst nachträglich erfolgen.
- Durch die große Anzahl der Einzeldosimeter, die nicht einzeln sondern nur durch Stichproben der jeweiligen Gruppe kalibriert werden konnten, erhöhte sich der absolute Meßfehler.

Es erschien sinnvoll, die Organdosen nicht auf einen Referenzwert zu beziehen, der an einem einzigen Meßpunkt bestimmt wurde. Die Berechnung einer durchschnittlichen Herddosis im Zentralstrahlgebiet bot folgende Vorteile:

- Durch Mittelwertbildung aus neun Einzelwerten wurde der Meßfehler reduziert.
- Die Lage der Zentralstrahlen im vd- bzw. dv-Feld

in unterschiedlichen Phantomscheiben wurde ausgeglichen.

- Die in Feldmitte höhere und zum Feldrand hin abfallende Dosis wurde zu einem Wert gemittelt, der als , mit gewissen Abweichungen, auf der ganzen Feldbreite im Zentralstrahlgebiet repräsentativ gelten konnte.

4.5 Filmdosimetrie

Das Raster der TLD-Meßpunkte war mit 3 cm zu grob, um Isodosenverläufe und Randabfall darzustellen und Organdosen berechnen zu können. Dies wurde erst durch die Filmdosimetrie möglich. Filmdosimetrie ist ein aufwendiges Meßverfahren, da jeder Film nur einmal zu gebrauchen ist. Deshalb führten wir die Filmdosimetrie nur einmal pro Strahlenart aus. Dies war vertretbar, da thermolumineszenzdosimetrisch und filmdosimetrisch ermittelte Dosen an gleichen Meßpunkten prinzipiell gut übereinstimmten. Diskrepanzen traten nur an den Nieren und im kleinen Becken hinter dem Blasensatelliten, also an Feldrändern auf. Diese Abweichungen sind insofern erklärbar durch:

- Die mit TLD gemessenen Daten sind Durchschnittswerte mehrerer Messungen während die Filmdosimetrie eine Einfachbestimmung darstellte.
- Die TL- und Filmdosimeter lagen nicht an identischen Punkten im Phantom: Die Filme befanden sich zwischen den Phantomscheiben, die TLD in der Mitte einer Scheibe. Der Höhenunterschied betrug dabei mehr als einen Zentimeter. Diese Distanz wirkt sich gerade an Feldrändern (Bla-

sensatellit, Milzfeld) entscheidend aus, da hier innerhalb kurzer Strecken hohe Dosisunterschiede auftreten.

4.6 O r g a n d o s e n

4.6.1 Lymphknoten

Eigentliches Zielgebiet der Bestrahlung sind die Lymphknoten. Wir zeigten, daß von wenigen Ausnahmen abgesehen alle vom Radiotherapiefeld eingeschlossenen Lymphknoten Dosen im Bereich vom 100 ± 5 % der durchschnittlichen Herddosis erhielten. Diese Ausnahmefälle stellten hauptsächlich feldrandnahe oder im Milzstielfeld gelegene Meßpunkte dar. Möglicherweise führten hier axiale Torsionen des Phantoms bei einzelnen Bestrahlungen zu Unterdosierungen. Umso mehr muß während einer therapeutischen Bestrahlung auf die korrekte Lage des Patienten geachtet werden.

Eine geringe Überhöhung der Dosis in feldzentralen und eine geringe Unterdosierung in feldrandnahen Anteilen wurde bei Verwendung von Beschleunigerstrahlung beobachtet: Die Durchschnittswerte der im Strahlenfeld untereinander gelegenen Meßpunkte ($\bar{x}$ jeder Spalte in den Abb. 5 bis 7) unterschieden sich bei 10 MV-Strahlung um ca. ± 4 %, bei 6 MV-Strahlung um ± 3 %. Diese Mittelwertbildung läßt einen Vergleich zwischen der Dosis-

belastung der Partien in der Feldmitte und denen am Feldrand im gesamten Strahlenfeld zu, da durch die Mittelung die Abweichungen in den einzelnen Meßpunkten ausgeglichen werden. Somit ergibt sich ein Anhalt für die durchschnittliche Querverteilung in Rechts-Links-Richtung der Dosis im Strahlenfeld.

Bei Verwendung von Telekobaltstrahlung traten hingegen im Vergleich der durchschnittlichen Dosisbelastung von Feldmitte und Feldrand Abweichungen von $\pm 6\%$ auf. Dies spricht für den eher einsetzenden und flacheren Randabfall dieser Strahlung, d.h. für eine geringere Flankensteilheit.

Die von uns in der Feldmitte gemessenen Dosen entsprechen in ihren Schwankungen recht gut den von PAGE et al. (30) ebenfalls an einem umgekehrten Y-Feld bei 6 MV-Linearbeschleunigerstrahlung unter ähnlichen Versuchsbedingungen bestimmten Daten. In dieser Untersuchung wurden jedoch nur einige Meßpunkte in der Feldmitte mit TLD nachgemessen. Der Dosisverlauf am Feldrand wurde nur filmdosimetrisch, die Feldinhomogenitäten überhaupt nicht untersucht.

Unsere Ergebnisse legen den Schluß nahe, daß zum Erreichen einer durchschnittlichen Herddosis von 40 Gy Zentralstrahldosen von 40 Gy ± 3 bis 6 %, also etwa 41 bis 42 Gy eingestrahlt werden müßten. Die durchschnittlichen Schwankungen über das gesamte Feld betragen dabei etwa 40 ± 1 Gy bei 10 MV- und 6 MV-Linearbeschleunigerstrahlung. Wird Telekobaltstrahlung eingesetzt, schwankt die Dosis bei einer Einstrahlung von 40 Gy Durch-

schnittsherddosis um ca. 40 ± 2 Gy. Diese Dosen liegen noch weit über den von MILLION (27) bei Morbus Hodgkin empfohlenen Tumorvernichtungsdosen von 30 bis 35 Gy. Insofern meinen wir, daß Herddosen von 40 Gy im Feldzentrum ausreichen. Dosen am Feldrand von knapp 35 Gy bis mindestens ca. 30 Gy, wie sie an allen Meßpunkten bei allen untersuchten Strahlenenergien registriert wurden, können dabei akzeptiert werden. Nur bei Telekobaltstrahlung werden die neben dem Blasensatelliten liegenden Abschnitte mit Dosen unter 30 Gy unterdosierte.

Wird ein Satellit zum Schutz des Rückenmarks im dv-Feld verwendet, so reduziert sich die Lymphknotendosis in diesem Bereich bei Beschleunigerstrahlung auf 55 %, bei Kobalt-60-Strahlung auf 60 %. Das kann auf die stärkere Streuung der Telekobaltstrahlung zurückgeführt werden. Dadurch ist auch das durch den Rückenmarksabsorber ausgesparte Gebiet wesentlich schmaler als bei Beschleunigerstrahlung. Da wir einen Rückenmarkssatelliten erst ab 20 Gy Herddosis einbringen, erhalten die im Abschirmbereich gelegenen Lymphknoten immer noch Dosen über 30 Gy, entsprechend der von MILLION (27) geforderten Minstdosis. Eine klinisch relevante Unterdosierung ist also trotz des Rückenmarksschutzes nicht zu befürchten.

Besondere Beachtung verdienen die Leistenlymphknoten. Sie werden nur im vd-Feld bestrahlt. Da sich die inguinalen Lymphregionen in einer Gewebstiefe von 3 bis 6 cm befinden, liegen sie im Maximum der Strahlung. Dies erklärt die Belastung mit mehr als der Hälfte der Herddosis in der Körpermitte. 10 MV-

Strahlung mit ihrem starken Aufbaueffekt zeigt dies besonders deutlich; hier beträgt die Strecke, auf der Dosen über 50 % der Herddosis meßbar sind, ca. 5 cm. Um jedoch auch die Inguinalregion mit der vollen Herddosis von 40 Gy zu belegen, behandeln wir sie zusätzlich mit 12 bis 15 MeV-Elektronenstrahlung nach.

4.6.2 Milz

Eine Milzbestrahlung birgt für den Patienten drei Risiken:

- Nur ein geringes Volumen der Milz erhält mit der von uns gewählten Feldform die volle Herddosis. Diesbezüglich zeigten sich 6 MV- und 10 MV-Strahlung noch wesentlich günstiger als Telekobaltstrahlung, bei der maximal 80 bis 90 % der durchschnittlichen Herddosis wirksam wurden. Insgesamt ist fraglich, ob eine therapeutisch ausreichende Dosis überall in der Milz erreicht wird. Dies umso mehr, als die Milz ein leicht verformbaren und bewegliches Organ darstellt, bei dem die genaue Lokalisation und die Festlegung der Organausdehnung schon während der Bestrahlungsplanung Schwierigkeiten bereiten kann (27, 34).
- Die opponierenden Milzfeldanteile treffen als Risikoorgane vor allem den Magen, das Quercolon und die linke Niere. Dabei können nach 25 bis 40 Gy Strahlenulzera des Magens (16) und eine Strahlennephritis in den betroffenen Nierenanteilen auftreten (35).

- Durch Integration des Milzvolumens in das umgekehrte Y-Feld sind breitere Primärfelder und damit breitere Sekundärabschirmungen nötig. Vor allem, wenn die Kollimatorblenden am Bestrahlungsgerät nur symmetrisch einzustellen sind. Hierdurch gelangen zusätzlich etwa 5 % der Herddosis als Durchlaßstrahlung an das zu schonende Gewebe, das lateral des Nutzstrahlenfeldes unterhalb des Sekundärkollimators liegt (27) (vergleiche auch 4.1.4).

Aufgrund dieser Nachteile empfehlen wir die Splenektomie vor einer Bestrahlung. Muß in Einzelfällen die Milz dennoch bestrahlt werden, wird das Volumen des Milzfeldes individuell nach der Milzgröße auf den Röntgenaufnahmen zur Bestrahlungsplanung festgelegt. Noch besser wäre wohl die Anwendung der Computertomographie zur Milzgrößen- und -lagebestimmung im Rahmen der Bestrahlungsplanung (34).

4.6.3 Rückenmark

Bei unseren Messungen lagen die Dosen im Spinalkanal durchschnittlich in Höhe derer in der Feldmitte gelegenen Lymphknotengebiete. Damit waren sie etwa 5 % höher als die durchschnittliche Herddosis. Demzufolge betrug die Rückenmarksbelastung bei einer Herddosis von 40 Gy etwa 42 Gy, wenn kein Rückenmarkssatellit verwendet wurde. Die Toleranzdosen des lumbalen Marks liegen zwischen 40 und 50 Gy (2, 16, 27). Sie werden bei

einem Therapiezyklus ohne Rückenmarkssatellit erreicht. Um das Risiko einer Strahlenschädigung des Rückenmarks mit ihren klinischen Folgen zu vermindern, schützen wir die Medulla spinalis ab einer Dosis von 20 Gy durch einen bis LWK 2 reichenden Absorber, wie es auch HOPPE (17) vorschlägt. Die Dosis pro Fraktion läßt sich damit auf ca. 45 % der Herddosis reduzieren. Am Ende der Behandlung mit 40 Gy Herddosis ist das Rückenmark mit etwa 30 Gy belastet, einer Dosis, die gefahrlos toleriert wird.

4.6.4 Nieren

Die Toleranzdosis der Niere wird allgemein zwischen 20 und 24 Gy (3, 43) bzw. 900 ret (16) angesetzt. Nach höheren Dosen kann eine Strahlennephritis auftreten (1, 16). Die Niere stellt also wegen ihrer hohen Strahlensensibilität ein bei Abdominalbestrahlung besonders zu schützendes Organ dar. MILLION (27) empfiehlt deshalb, die Dosisbelastung der Gesamtniere auf unter 25 Gy zu limitieren, THAR et al. (43) legen diese Dosis mit 24 Gy fest. Bei der von uns gebräuchlichen Fraktionierung sind 900 ret nach einer Belastung mit 27 Gy, also bereits bei knapp 70 % der Herddosis erreicht. Mit mehr als 70 % der durchschnittlichen Herddosis werden höchstens 5 bis 10 % der rechten, allerdings zwischen 25 und 35 % der linken Niere belastet. Das variiert je nach individueller Organlage und Feldform. Insgesamt dürfte damit aber - auch bei funktio-

nellen Einbußen der oben genannten Organvolumina - die Nierenleistung nicht vital gefährdend eingeschränkt sein. Dies bestätigen auch BIRKHEAD et al. (4) nach Studien an Patienten, deren Milz bestrahlt wurde. Die Bestrahlungsbedingungen waren dabei ungünstiger bezüglich der Nierenbelastung (Fokus-Haut-Abstand 100 cm, 4 MV-Strahlung) als bei unseren Untersuchungen.

Die hohe Strahlenbelastung der linken Niere geht vornehmlich zu Lasten des Milzfeldes, welches den oberen Nierenpol einschließt. Deshalb sollte nach Möglichkeit nur der Milzstiel und nicht die ganze Milz bestrahlt werden. Mit welchen Dosen eine Änderung der Feldkonfiguration an Milz und Milzstiel bzw. eine eigenständige Milzbestrahlung die linke Niere belasten würden, müssen weiterführende Messungen zeigen.

Die von uns mit TLD bestimmten Dosen entsprechen den von PAGE et al. (30) gemessenen. In jener Arbeit wurden allerdings keine Organvolumina, die mit definierten Dosen belastet werden, angegeben. Es wurde nämlich im Nierenbereich hauptsächlich TLD-Dosimetrie, also Punktmessung, durchgeführt und nicht die Filmdosimetrie in horizontalen Schichten. Wir konnten jedoch die geringe Belastung der rechten Niere und das Einwirken der vollen Herddosis am oberen linken Nierenpol bestätigen.

4.6.5 Ovarien

Der Morbus Hodgkin weist einen ersten Häufigkeitsgipfel um das zwanzigste Lebensjahr auf (14, 22, 28). Hier dominieren die prognostisch günstigen Histologien. Es besteht also berechtigter Kinderwunsch. Dieser ist umso mehr zu unterstützen, wenn die Heilungschancen der Krankheit in frühen Stadien gut sind. Diesem Umstand ist bei der Radiotherapieplanung Aufmerksamkeit zu schenken. Auch die hormonelle Situation ist zu erhalten.

Nach unseren Meßergebnissen werden die Ovarien in normaler anatomischer Lage von fast der gesamten Herddosis getroffen. Das ist mehr als die von MAKOSKI (24) angegebene Belastung mit 50 bis 75 % der Herddosis. Die Kastrationsdosis, die ANDREWS (2) mit 13 Gy, andere Autoren (3, 16, 23) mit mehr als 3,2 Gy angeben, wird damit bei weitem überschritten. Als Folge ist Sterilität zu erwarten. Es wurde deshalb der Versuch unternommen, die Ovarialfunktion dadurch zu erhalten, daß man die Ovarien hinter strahlenschützenden Absorptionsmaterialien im kleinen Becken verbirgt. Zwei Wege bieten sich an:

- Die Ovarien werden tief nach caudal hinter und vor den Uterus verlagert und dort fixiert (19, 37). Der Strahlenschutz erfolgt durch den Blasensatelliten. Dieser darf allerdings nicht zu breit sein, um befallene Lymphknotengebiete nicht unterzudosieren.
- Die Ovarien werden nach lateral und cranial verlagert und an den Beckenschaufeln fixiert. Sie kommen dabei im Abschirmbereich des Sekundärkollimators, der das Strahlenfeld lateral

begrenzt, zu liegen. Die Gonaden befinden sich jeweils ca. 9 cm lateral der Medianlinie. Das bietet den Vorteil, daß der Blasenabsorber relativ klein gehalten werden kann.

Für caudomedial verlagerte Ovarien bestimmten wir die niedrigste Dosisbelastung am Ort des größten Schutzes durch den Blasenabsorber. Sie betrug mit günstigster Strahlung (10 MV-Photonen) ca. 12 % der Herddosis. Dies entspricht bei 40 Gy Herddosis etwa 5 Gy. Filmfotometrisch konnten wir wenigstens 9 % der Herddosis bei gleicher Strahlung messen. Allerdings war der Bereich mit solcher geringer Dosis sehr schmal. Die Ovarien müssen zudem soweit wie möglich nach caudal verlagert worden sein. Bei 6 MV- und Telekobaltstrahlung lagen die Werte durchweg höher als mit 10 MV-Strahlung. Außerdem stellten wir fest, daß das Volumen, in dem ein hinreichender Schutz für die Gonaden besteht, sehr klein war. Insgesamt waren die Ovarien Dosen zwischen 10 und 30 % der Herddosis bei Beschleunigerstrahlung und ca. 20 bis 30 % bei Telekobaltstrahlung ausgesetzt.

Die von uns gemessenen Werte für die Dosisbelastung caudal verlagerter Ovarien entsprechen annähernd den in der Literatur angeführten. PAGE et al. (30) geben Minimaldosen von 9,5 % der Zentralstrahldosis unter einem Blasenabsorber für 6 MV-Linearbeschleunigerstrahlung an. Allerdings ist der in dieser Untersuchung verwendete Blasen-satellit breiter und dicker als der unsrige. SHARMA et al. (37) haben bei gleichen Messungen mit 10 MV-Strahlung und schmalem Blasensatelliten

15 % der Zentralstrahldosis gemessen. RAY et al. (31) geben die Dosis auf caudomedial verlagerte Ovarien mit ca. 9 % der Herddosis an. Sie beschreiben auch die Erhaltung der Menses bei knapp 60 % der Patientinnen, die sich einer Radiotherapie mit caudomedial verlagerten Ovarien unterzogen hatten. RAY et al. (31) verwendeten bei 6 MV-Beschleunigerstrahlung einen Blasenabsorber, der 10 cm dick und vor allem breiter als der von uns eingesetzt war. Außerdem waren die Patientinnen, deren endokrine Ovarienfunktion erhalten werden konnte, in der Regel jünger als 20 Jahre. Von einer normal verlaufenen Gravidität wird in nur einem Fall berichtet. Unsere Meßergebnisse zeigen, daß aber auch die Einwirkung von bis zu 30 % der Herddosis auf Ovarialgewebe, mit der MAKOSKI (24) trotz caudomedialer Verlagerung rechnet, unter Umständen durchaus realistisch sein kann.

Berücksichtigt man Einstell- und Winkelfehler bei der Patientenbestrahlung, auf die z.B. SHARMA et al. (37) schon hinwiesen, und vor allem die Beweglichkeit der Ovarien trotz Fixierung, die RAY et al. (31) beschrieben, muß eine caudomediale Oophoropexie als recht unsicher angesehen werden. Wir meinen, daß diese Methode nicht durchgeführt werden sollte, wenn sich Alternativen bieten.

Die Erhaltung funktionsfähiger Ovarien kann wohl besser durch die Befestigung der Keimdrüsen seitlich an den Beckenschaufeln erreicht werden. An entsprechenden Meßorten bestimmten wir Minimaldosen von 8 bis 10 % der Herddosis, je nach

Strahlenqualität. Filmfotometrisch stellte sich ein wesentlich breiterer Bereich solch niedriger Dosis als bei caudomedialer Oophoropexie dar. Vor allem geht der Abschirmbereich nur einseitig (nach medial) in das Nutzstrahlenfeld über. Damit entsteht eine gewisse Sicherheit der Dosisreduktion, auch bei Einstellungs- und Lagerungsfehlern.

Zudem bietet sich bei laterocranialer Verlagerung der Ovarien an, eine zusätzliche patientennahe Abschirmung zur weiteren Reduktion der Durchlaßstrahlung der Sekundärkollimatoren anzubringen. Die die Gonaden belastende Dosis wäre damit auf ca. 5 % der Herddosis oder etwa 2 Gy nach Therapieende zu senken. Dies entspricht einer Dosis, die die Zahl der vorhandenen Oocyten auf etwa die Hälfte reduziert (2). Damit sollte ein Persistieren aller Ovarialfunktionen, speziell bei jungen Patientinnen, gewährleistet sein. KAPLAN (19) berichtet von der Erhaltung endokriner Aktivität bei mehr als 70 % der Patientinnen, die mit bilateral verlagerten Ovarien radiotherapeutisch behandelt wurden. Auch seien einige Schwangerschaften eingetreten. SHARMA et al. (37) geben für Meßpunkte, die laterocranial verlagerten Ovarien entsprechen, 4 % der Zentralstrahldosis ohne Zusatzabschirmungen an. Diese Autoren verwendeten bei 10 MV-Strahlung Sekundärkollimatoren, die etwa genauso dick wie unsere waren. Trotzdem widersprechen unsere Meßergebnisse denen von SHARMA et al (37) nicht:

- Diese Autoren arbeiteten mit einem Fokus-Haut-Abstand von 140 cm, wir mit 120 cm. Unser

Strahlenbündel dringt also etwas divergenter in das Gewebe ein.

- Das von SHARMA et al. (37) verwendete Feld wies keinen Milzanteil auf. Damit konnten dort die Primärkollimatoren des Bestrahlungsgerätes weiter eingeblendet werden; über den Ovarienmeßpunkten wirkte keine zusätzliche Durchlaßstrahlung ein, entgegen unserer Untersuchung.

Zur Dosisreduktion an den Ovarien erscheint die craniolaterale Oophoropexie geeigneter als die caudomediale. Die Gonadenverlagerung sollte während der Staging-Laparotomie durchgeführt werden. Damit erscheint es möglich, die endokrinen und wohl auch die generativen Funktionen zu erhalten.

Bei der Befestigung der Ovarien an lateralen Beckenanteilen werden die Eileiter von der vollen Einstrahldosis getroffen. Die Tuben werden zwar als relativ strahlenresistent bezeichnet (16). Es bleibt aber zu klären, ob sich Funktionsstörungen nach einer Bestrahlung mit den hier verwendeten Dosen einstellen. Die Inzidenz von Tubargraviditäten könnte bei posttherapeutischer Konzeption erhöht sein.

Außerdem werden Strahlendosen, die zu keiner Sterilisierung führen, genetische Schäden an den verbleibenden Oocyten setzen. Nach STEPHAN (42) ist bei den hier wirksamen Dosen von mindestens einer Verdopplung der spontanen Mutationsrate auszugehen.

Wir empfehlen daher Patientinnen nach der Strah-

lenthherapie eines Morbus Hodgkin hinsichtlich einer Schwangerschaft zunächst zwei Jahre zuzuwarten.

4.6.6 Testes

Die am Hoden bestimmte Dosis betrug 2 bis 4 % der zentralen Herddosis, d.h. bei insgesamt 40 Gy etwa 1 bis 1,5 Gy. Die Inguinalregion wird allerdings nur von dem vd-Feld bestrahlt. Sie erhält damit primär nur etwa die Hälfte der zentralen Herddosis. Bei aufsättigender Bestrahlung ist eine zusätzliche Strahlenbelastung des Hodengewebes anzunehmen. Bei vergleichbaren Versuchsbedingungen berichtet MAKOSKI (24) von einer Hodenbelastung mit 13 % der Tumordosis. JACKSON et al. (18) maßen 5 bis 9 % der Herddosis am Hoden. KIMMIG et al. (20) und SLANINA et al. (40) gaben ca. 10 % der Herddosis als Testesbelastung bei unterer Abschnittsbestrahlung an. In diesen Untersuchungen wurden die Inguinallymphknoten mit der vollen Tumordosis mit Photonenstrahlung belegt. Die angegebenen Werte entsprechen mehr als dem Doppelten der von uns bei Leistenlymphknotenbestrahlung mit halber Dosis ermittelten Daten. Damit kann die relative Strahlenbelastung der Hoden bei den genannten Autoren und bei unserer Untersuchung als größenordnungsmäßig gleich angenommen werden. Geringe Differenzen zu den von uns bestimmten Größen lassen sich durch die Anwendung anderer Strahlenarten, einer anderen Strahlgeometrie, anderer Absorber und Feldkonfigurationen erklären.

Um die Hoden soweit wie möglich zu schützen, führen wir aufsättigende Nachbestrahlungen der Leistenlymphknoten nicht mit Photonen-, sondern mit 12 bis 15 MeV-Elektronenstrahlung durch. Hierbei ist der Streustrahlanteil gering. Damit kann wohl eine Dosis von maximal ca. 2 Gy bei Therapieende angenommen werden. Strahlenbelastungen dieser Größenordnung führen sicher zu einer temporären Azoo- bzw. Oligospermie des Patienten (13). Diese ist bei Dosen zwischen 0,15 und 4,16 Gy nach LUSHBAUGH et al. (23), ca. 2,5 Gy nach ARNDT (3) und 2 bis 3 Gy nach ANDREWS (2) zu erwarten. Fertilitätsstörungen nach unterer Abschnittsbestrahlung wurden von SLANINA et al. (40) und LUSHBAUGH et al. (23) beschrieben.

Dosen, die zu permanenter Sterilität führen können (mehr als 5 Gy (3, 16, 23)), sind nicht zu erwarten, sofern keine groben Einstellungsfehler auftreten.

Die Repopulation des Keimepithels und das Erreichen normaler Fertilität sind dosisabhängig (23) und können oft Jahre beanspruchen (23, 40). Demzufolge ist unbedingt auf weitere Strahlenreduktion an den Testes durch Abschirmungen bei Photonenstrahlung zu achten, soll die Zeugungsfähigkeit des Patienten erhalten bleiben. Dieser Strahlenschutz ist bereits während der Bestrahlungsplanung und Feldlokalisierung mit diagnostischer Röntgenstrahlung anzuwenden. Schon hier treten oft erhebliche Dosisbelastungen auf (27, 43). Eine effektive Dosisminderung während der Hochvolttherapie kann durch genügend dicke Hodenabdeckungen erfolgen (18, 27, 40).

4.6.7 Leber

Je nach Feldform und Strahlenenergie werden bis zu 30 % der Leber mit Dosen belastet, die diese Areale schädigen und hier zu Funktionsstörungen führen können (1, 2, 16, 27, 43). Allerdings erhält mehr als die Hälfte des Organs - vorwiegend der rechte Leberlappen - weniger als 10 % der Herddosis. Die kritische Dosis für die Leber nehmen wir mit 25 bis 30 Gy an. So dürften in Betracht des hohen Regenerationsvermögens dieses nicht beeinträchtigten Teils keine Schäden für den Organismus im Sinne einer strahleninduzierten Lebererkrankung auftreten (16). Diesen Sachverhalt bestätigen auch THAR et al. (43).

4.6.8 Pankreas

Die Bauchspeicheldrüse wird je nach Feldform zu einem bis ca. zwei Dritteln mit Dosen belastet, die der vollen Herddosis entsprechen. Das Pankreas ist jedoch als weitgehend strahlenresistentes Organ anzusehen (16). Seine Bestrahlung mit den hier gebräuchlichen Dosen wird toleriert und dürfte zu keinen Funktionsstörungen führen.

4.6.9 Blase

Trotz des Blasenschutzes im kleinen Becken können lateral davon liegende Blasenanteile Dosen

in Höhe der Herddosis erhalten. Dieses Risiko ist vor allem bei dem kleiner dimensionierten Satelliten für Männer gegeben. Bei relativ guter Strahlentoleranz der Harnblase (3, 16) sind jedoch keine gravierenden Schädigungen zu erwarten.

4.6.10 Darm und Rektum

Der Darm ist wegen seiner Lage vor den Ziel-lymphknoten das am intensivsten mitbestrahlte Organ. Bei hoher Radiosensibilität besonders der proximalen Darmanteile (16) ist sicher mit funktionellen Intestinalstörungen, zum Teil schon während der Behandlungszeit, zu rechnen. Bezüglich der Spätkomplikationen stellt der Darm wohl ein limitierendes Organsystem dar. Seine Toleranzdosis von 45 Gy (16) wird bei einem normalen Therapieschema der Y-Feld-Be-strahlung gerade noch unterschritten. Dies gilt hauptsächlich für Dünndarmanteile. Sie liegen direkt im Feld und weisen eine hohe Strahlenempfindlichkeit auf. Dickdarm und Rektum tolerieren höhere Dosen (3, 16) und werden größtenteils durch die Abschirmungen des Sekundärkollimators geschützt.

5. Zusammenfassung

Wir dosierten ein zur Radiotherapie des Morbus Hodgkin verwendetes umgekehrtes Y-Feld mit integriertem Milzvolumen am Alderson-Phantom. Dabei wurden drei Strahlenqualitäten angewandt: Photonenstrahlen des Telekobalt, sowie von Linearbeschleunigern mit 6 MeV und 10 MeV Grenzenergie. Als Dosimetriesysteme standen die Thermolumineszenz- und die Filmdosimetrie zur Verfügung. Wir konnten feststellen:

- Als bezüglich der physikalischen Strahleneigenschaften und der Strahlenbelastung kritischer Organe beste Strahlenqualität sind 10 MV-Photonen aus Linearbeschleunigern anzusehen. Telekobaltstrahlung sollte besser nicht zur Großfeldtechnik verwendet werden.
- Bei Linearbeschleunigern muß trotz regelmäßiger Kontrollen der Strahlparameter mit gewissen Schwankungen der Einstrahldosis gerechnet werden. Diese dürften sich aber im Verlauf eines Therapiezyklus ausgleichen.
- Die Feldhomogenität erschien bei Beschleunigerstrahlung besser als bei Telekobalttechnik. Hier wurden vor allem feldrandnahe Areale unterdosiert. Die Querverteilung im Strahlenfeld schwankte zwischen Feldmitte und Feldrand um $\pm 3 \%$ bei Beschleuniger- und $\pm 6 \%$ bei Telekobaltstrahlung. Die Feldhomogenität wird auch von Lageabweichungen und axialen Torsionen des Patienten beeinflusst.
- Eine Feldkonfiguration, welche die Milz mit einbezieht, belastet ein Drittel der linken Niere mit schädigenden Dosen. Weiterhin kann

nicht mit vollen therapeutischen Dosen an der gesamten Milz gerechnet werden. Außerdem wird dadurch, daß zur Bestrahlung der Milz das gesamte Feld einerseits verbreitert, andererseits mit einem Sekundärkollimator auf das Bestrahlungsvolumen angepaßt werden muß, die Belastung infolge Durchlaßstrahlung des Kollimators erhöht. Das spielt insbesondere bei laterocranial verlagerten Ovarien eine Rolle. Deshalb ist gegebenenfalls eine eigenständige Milzbestrahlung zu erwägen.

- Die Belastung eines Drittels der linken Niere mit schädigenden Strahlendosen erfolgt nur dann, wenn die Milz bestrahlt wird. Die rechte Niere wird kaum mit Dosen belastet, die organschädigende Wirkung zeigen.
- Das lumbale Rückenmark kann durch den Einsatz dorsaler Absorber ab 20 Gy Herddosis wirksam vor Strahlenschäden geschützt werden, ohne daß dabei ein Teil des Zielvolumens kritisch unterdosiert wird.
- Zur Erhaltung der Ovarialfunktionen ist vor der Bestrahlung eine craniolaterale Oophoropexie einer caudomedialen vorzuziehen. Es erscheint sinnvoll, bei lateral verlagerten Ovarien patientennahe Zusatzabschirmungen zur Reduktion von Durchlaßstrahlung anzubringen.
- Ohne Abschirmmaßnahmen werden die Hoden mit Dosen belastet, die sicher zu temporärer Sterilität führen.

Es bleibt festzuhalten, daß auch eine untere Abschnittsbestrahlung bei der Therapie der Lymphogranulomatose gewisse Nebenwirkungen auf die Organfunktionen haben wird. Diese sind aber wahrscheinlich geringer und vor allem kalkulierbarer als die einer Chemotherapie.

Bei den guten Heilerfolgen des Morbus Hodgkin mit der Bestrahlung wird die Radiotherapie auch in Zukunft im Behandlungskonzept dieser Krankheit ihren Platz behaupten.

6. Anhang I: Methodik

6.1 Thermolumineszenzdosimetrie

6.1.1 Physikalische Grundlagen

Manche Kristalle zeigen nach Bestrahlung mit ionisierenden Strahlen eine Thermolumineszenz (TL), also eine Lichtemission bei Erwärmung.

Die über den Ausheizvorgang integrierte Lichtmenge ist der vom Kristall absorbierten Strahlenmenge weitgehend proportional, so daß das Verfahren unter definierten Bedingungen zur Dosimetrie benutzt werden kann. Weitere physikalische Einzelheiten zur Thermolumineszenz, insbesondere zu den diversen Modellvorstellungen, sind aus der Literatur (11, 25) ersichtlich.

6.1.2 Thermolumineszenzdosimeter und ihre Handhabung

Wir verwendeten TLD-100-rods der Firma Harshaw Chemical Company. Diese Stäbchen aus homogenem Lithiumfluorid waren 1 mm dick und 6 mm lang. Die Manipulation erfolgte nach den von der Herstellerfirma gegebenen Richtlinien. Zur Bestrahlung befanden sich die Dosimeter in Bohrungen innerhalb von Plexiglaskapseln, die in Höhe und Durchmesser den Bohrlöchern der Phantomscheiben angepaßt waren. In diesen Behältern lagen die Stäbchen etwa in der Mitte der jeweiligen Scheibe, ca. 1 cm über bzw. unter den Scheibengrenzflächen.

6.1.3 Auswerteapparatur

6.1.3.1 Aufbau

Zur Ausheizung der bestrahlten Dosimeter und der Anzeigenregistrierung diente ein Automated TL Analyser System der Firma Harshaw. Der Aufbau bestand aus dem Ausheizgerät mit automatischem Probenwechsel (Modell 2000 D), einem integrierenden Picoamperemeter (Modell 2000 B) und einem digitalen Drucker (6110 Digital Recorder der Firma Digitec). Die Apparatur arbeitet mit einem erhitzten Stickstoffstrom, der die Dosimeter in der Meßkammer umspült und so unter Schutzgasbedingungen ausheizt. Die emittierte Lichtmenge wird in einem Photomultiplier in einen Strom umgesetzt, verstärkt und über die Zeit als Ladung integriert und gespeichert. Die Ladung wird als eigentliche Meßgröße angezeigt (15). Die von uns gewählte Ausheiztemperatur betrug 340° C, die Ausheizzeit war auf 13 Sekunden festgelegt.

6.1.3.2 Nulleffekt der Apparatur

Der Gesamtnulleffekt des Auswertevorgangs setzt sich zusammen aus der nicht strahleninduzierten Lichtemission des Dosimeterkristalls und der Lichtproduktion der Apparatur beim Aufheizen (10). Um den apparatbedingten Effekt zu reduzieren, ließen wir vor der eigentlichen Messung das Gerät etwa 100 Ausheizprozesse leer durchlaufen. Danach war der Leerwert auf ca. 0,12 nC abgesunken. Der Leerwert der Dosimeter vor Strahlenexposition betrug ca. 3 nC und

bestimmte damit im wesentlichen den Gesamtnulleffekt. Dieser war aber - verglichen mit Anzeigewerten der therapeutischen Dosisbereiche von einigen hundert Nano- bis zu einigen Mikrocoulomb - so gering, daß er bei der Dosisberechnung unberücksichtigt blieb, zumal er bei allen Dosimetern etwa gleich hoch angesetzt werden konnte.

6.1.3.3 Reproduzierbarkeit der Meßvorrichtung

Eine Überprüfung, inwieweit die Verarbeitung des vom TLD ausgesandten Lichtsignals reproduzierbar ist, ließ sich mit einer Referenzlichtquelle durchführen. Diese besteht bei unserer Apparatur aus einer Leuchtdiode, die von einer kontrollierten Spannung gespeist wird. Kontrollen der Referenzlichtanzeige innerhalb eines Meßzyklus von ca. 110 TLD zeigten eine Abweichung vom Mittelwert von schlechtestens $\pm 1,8$ %. Ein Vergleich der Mittelwerte der Referenzlichtanzeigen von Meßzyklen an mehreren Tagen ergaben Abweichungen der Auswertebedingungen von $\pm 1,2$ % vom Mittelwert. Inwieweit das Referenzlicht selbst konstante und reproduzierbare Lichtparameter liefert, konnte nicht geprüft werden.

Abb. 38 zeigt den Verlauf der Referenzlichtanzeige über 5 Auswertezyklen an verschiedenen Tagen.

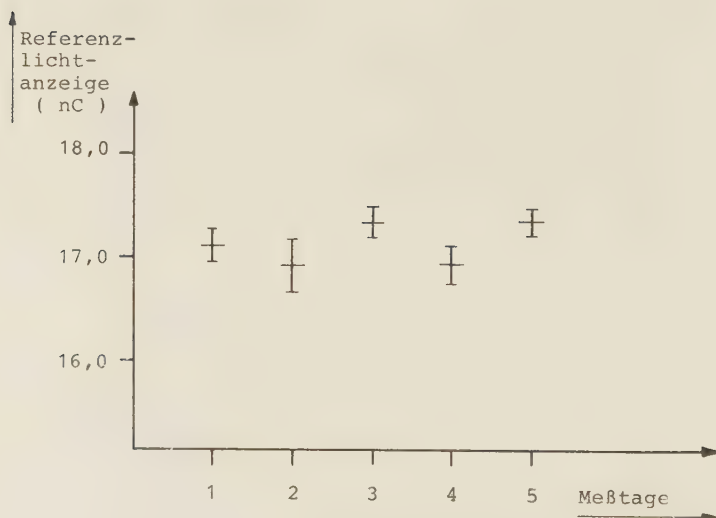


Abb. 38: Verlauf der Referenzlichtanzeige des TL-Analysers (Modell 2000 D) von Harshaw, gemessen an 5 verschiedenen Meßtagen. Angegeben sind der jeweilige Tagesmittelwert und die Minima und Maxima.

6.1.4 Temperaturbehandlung der TLD

Die Regenerierung der TLD nach einer Strahlenexposition diente der Löschung einer etwa noch vorhandenen Restladung und vor allem dem Wiederherstellen der ursprünglichen Form der Glowkurve. Diese beschreibt das Lichtemissionsverhalten in Abhängigkeit von der Temperatur.

Nach Literaturangaben (21, 25, 32) liefert die

Regeneriermethode nach CAMERON und ZIMMERMANN hierbei am besten reproduzierbare Resultate. Die ausgewerteten TLD kamen in Quarzschälchen in einen Ofen der Firma Pitman, der folgenden Temperaturverlauf regelt: Aufheizung auf 400°C über 2 Stunden (Meßwertlöschung), danach Abkühlung auf ca. 80°C in $2\frac{1}{4}$ Stunden. Diese Temperatur wurde anschließend ca. 16 Stunden aufrechterhalten, bevor der Ofen auf Raumtemperatur auskühlte. Die Reproduzierbarkeit des Temperaturverlaufs wurde mit Hilfe eines Thermoelementes kontrolliert, das an einen Schreiber angeschlossen war. Während aller Regenerierzyklen waren keine Abweichungen feststellbar.

Zeitweise mußte auch ein anderer Ofen der Firma Pitman wegen Defektes des vorher beschriebenen benutzt werden. Er unterschied sich von oben genanntem vornehmlich darin, daß das 400°C -Plateau nur $1\frac{1}{4}$ Stunden gehalten wurde, die Abkühlzeit auf 80°C dagegen auf $7\frac{1}{2}$ Stunden verlängert war. Bei der Umstellung der Regenerierung konnte der in der Literatur (32) beschriebene Effekt beobachtet werden, daß mit zunehmender Abkühlgeschwindigkeit die Strahlensensibilität der TLD wächst: Bei der erstgenannten Methode lag die durchschnittliche Empfindlichkeit der TLD um den Faktor 1,5 höher als bei der langsamen Abkühlung.

Unter Fading versteht man einen spontanen Verlust an Lichtausbeute pro absorbierte Strahlendosis-einheit. Der Grad des Fading ist von mehreren Umweltfaktoren abhängig (10, 11, 25, 32). Bei unseren Messungen versuchten wir das Maß der un-

kontrollierten Fadingeinflüsse zu reduzieren, indem wir die TLD sofort nach der Bestrahlung auswerteten. Die Zeit von der Bestrahlung bis zur Auswertung betrug immer weniger als 2 Stunden. Außerdem führten wir vor der Ausheizung im Analyser eine Temperung - das post irradiation annealing nach CAMERON (21, 32) - für genau 15 Minuten bei 100° C durch. Dazu kochten wir die Dosimeter in einem wasserdicht schließenden Messingtopf in siedendem Wasser. Nach Abkühlung waren die TLD auswertebereit.

6.1.5 TLD-Kalibrierung

TLD eignen sich als Dosimeter nur für Relativmessungen. Um eine absolute Dosisbestimmung durchführen zu können, mußten die TLD unter Normbedingungen kalibriert werden. Als Vorrichtung dazu diente eine Plexiglasplatte, in die gleichzeitig mehrere TLD in Plexiglashülsen und eine Schlauchkammer zur Messung der Hohlraumionendosis eingebracht werden konnten. Die Kalibrierung wurde in 10 cm Wassertiefe bei einer Feldgröße von 15 cm x 15 cm und einem Fokus-Wasserflächen-Abstand von 100 cm durchgeführt. Der Kalibrierfaktor der TLD wurde - gruppengetrennt - bestimmt als:

$$F_K = \frac{\text{absorbierte Dosis}}{\text{Mittelwert der Ladungsanzeigen}} \left(\frac{\text{Gy}}{\mu\text{C}} \right).$$

Es erschien vorteilhaft, den Kalibrierfaktor so zu definieren, da hierbei zur Dosisberechnung bei Messungen am Phantom lediglich eine Multiplikation der jeweiligen Ladungsanzeige mit dem Faktor

ausreichte.

Zur Bestimmung des Kalibrierfaktors wählten wir je 13 Kristalle der einzelnen Gruppen willkürlich aus. Über die Repräsentativität dieser Stichprobenanzahl für das Verhalten der ganzen Gruppe sei auf die Fehlerbetrachtungen zur TLD-Technik (6.1.7) verwiesen. Für jede Strahlenenergie wurden mehrere Kalibrierungen durchgeführt.

Der Versuchsaufbau zur Kalibrierung ist in Abb. 39 skizziert.

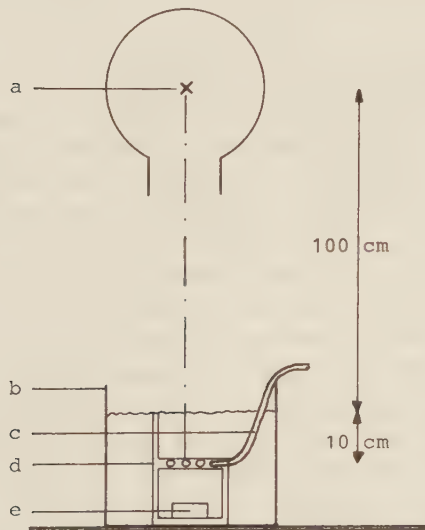


Abb. 39: Versuchsaufbau zur TLD-Kalibrierung

- a: Strahlenquelle
- b: Wasserphantom
- c: Ionisationskammer
- d: TLD-Trägerplatte aus Plexiglas
- e: Beschwerungskörper für TLD-Trägerplatte

6.1.6 Spezielle Eigenschaften der TLD

6.1.6.1 Empfindlichkeitsunterschiede einer Charge

Entsprechend der individuellen Empfindlichkeit wurden die zur Verfügung stehenden TLD in drei Gruppen zu 64, 73 und 24 Einzeldosimetern eingeteilt. Die bei drei Gruppenkontrollen erhaltenen Standardabweichungen der Anzeigenwerte betrugen bei den Gruppen I und II zwischen 2 und 3 %, bei Gruppe III zwischen 2 und 7 %.

6.1.6.2 Drift des Kalibrierfaktors

Um eventuelle Veränderungen des Kalibrierfaktors zu erkennen, wurden regelmäßig - spätestens nach 5 Bestrahlungen jeder TLD-Gruppe - Kalibrierungen wiederholt. Es stellte sich dabei eine systematische Drift des Quotienten F_K im Sinne einer Zunahme heraus. Die Strahlensensibilität der TLD wurde also geringer. Der Verlauf der Kalibrierfaktoren ist in Abb. 40 a bis c für die drei verwendeten Strahlenenergien dargestellt. Die TLD-Gruppen I und II sind hier wegen ihrer geringen Unterschiede zu einer Gruppe zusammengefaßt. Pro Bestrahlungs- und Auswertezyklus nahm die Empfindlichkeit etwa um 0,7 % ab. Zu diesem Phänomen mag eine gewisse mechanische Alteration der Kristalle während der Handhabung beigetragen haben. Mehr noch entstand der Empfindlichkeitsverlust - bei Berücksichtigung der kaum veränderten Gruppenhomogenität - wohl bei der Regenerierung, beson-

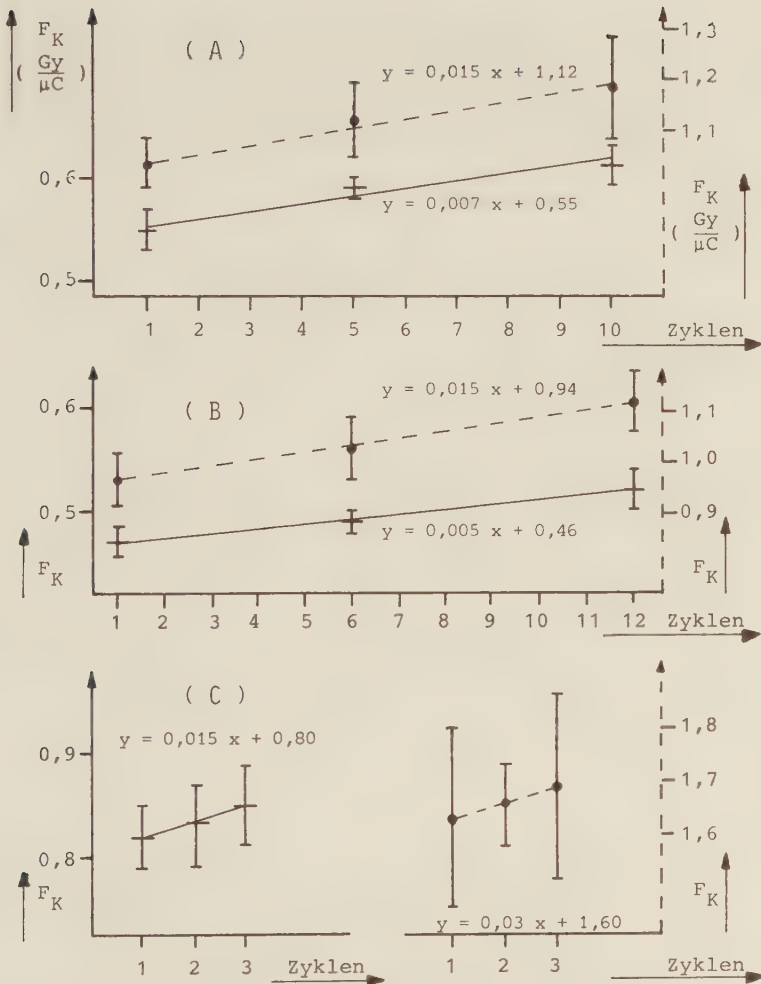


Abb. 40: Verlauf des Kalibrierfaktors mit zunehmender Anzahl an Regenerierungszyklen und zugehörige Regressionsgeraden.

(A): 10 MV-Strahlung; (B): 6 MV-Strahlung;
(C): Telekobaltstrahlung.

(—): TLD-Gruppen I und II, (- -): TLD-Gruppe III

ders während der 400° C-Phase (25). Die Drift der Kalibrierfaktoren wurde durch eine lineare Regression mit Berechnung des für den jeweiligen Zyklus wahrscheinlichsten Wertes ausgeglichen.

6.1.6.3 Dosisabhängigkeit des Kalibrierfaktors

In der Literatur (10, 11, 32) wird eine nicht lineare Abhängigkeit der Meßanzeige von der eingestrahlten Dosis beschrieben. Da die von uns gemessenen Maximaldosen um 2 Gy lagen, war es erforderlich, die Linearität des Kalibrierfaktors bis zu dieser Dosis zu überprüfen. Wir bestrahlten je 8 TLD unter Kalibrierbedingungen mit verschiedenen Dosen und berechneten den zugehörigen Kalibrierfaktor. Das Resultat ist in Abb. 41 dargestellt: Bis zu einer Dosis von 1,84 Gy ließen sich unter Berücksichtigung der Fehlermöglichkeiten, insbesondere des Auswerteprozesses, keine signifikanten Unterschiede in der Empfindlichkeit der Dosimeter feststellen. Die Meßanzeigen wurden dementsprechend nicht korrigiert.

Es sei aber erwähnt, daß ab einer Dosis von etwa 4 Gy eine deutliche Zunahme der Lichtausbeute pro eingestrahlter Dosisseinheit auftrat, die sich mit steigender Dosis noch weiter erhöhte. Hier setzt wohl der Effekt der Supralinearität (25) ein.

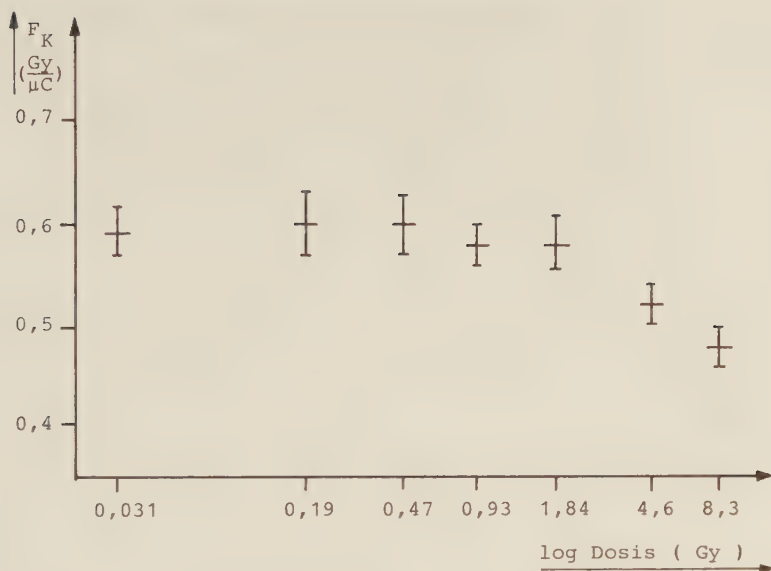


Abb. 41: Verlauf des TLD-Kalibrierfaktors $F_K \left(\frac{\text{Gy}}{\mu\text{C}} \right)$ in
Abhängigkeit von der eingestrahnten Dosis (Gy).
 Mittelwerte aus je 8 Einzelwerten von TLD der Gruppe I;

6.1.6.4 Abhängigkeit der TLD-Anzeige von der Bezugstiefe

Nach Literaturangaben (10, 21, 32) besteht bei LiF-Dosimetern für Photonenenergien über 300 keV keine Abhängigkeit der Lichtausbeute von der eingestrahnten Energie. Dennoch wurde geprüft, ob der Kalibrierfaktor von der Verteilung des Photonenspektrums abhängt. Dazu wurden je 7 TLD (alle der gleichen Gruppe zugehörig)

in unterschiedlichen Wassertiefen unter Kalibrierbedingungen mit gleichen Dosen bestrahlt. Eine Darstellung der Resultate gibt Abb. 42. Im erfaßten Wassertiefenbereich konnte keine signifikante Änderung der Kalibrierfaktoren festgestellt werden.

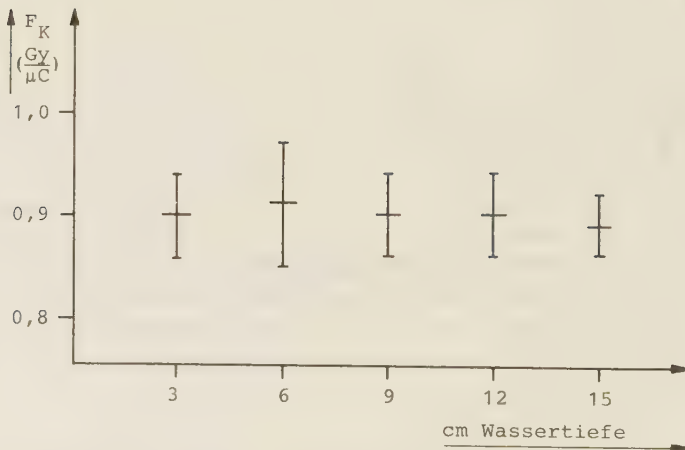


Abb. 42: Verlauf des TLD-Kalibrierfaktors $F_K \left(\frac{\text{Gy}}{\mu\text{C}} \right)$
in Abhängigkeit von der Wassertiefe (cm)
im Wasserphantom.
Mittelwerte aus je 7 Einzelmeßwerten von
TLD der Gruppe II.

6.1.7 Fehlerbetrachtungen zur TLD-Methode

Der Gesamtfehler einer TLD-Messung setzt sich vorwiegend aus den Faktoren

- a) der Gruppenreproduzierbarkeit
 - b) der Kalibriermessungen
 - c) der Übertragung des berechneten Kalibrierfaktors auf die jeweilige Einzelmessung
- zusammen. Die TLD-Gruppen I und II verhielten sich bezüglich ihres Fehlers nahezu gleich und werden im folgenden zusammen betrachtet, während die Gruppe III wegen ihres höheren Fehlers getrennt berechnet wird.

zu a) Die durchschnittliche Standardabweichung bei den durchgeführten Gruppenkontrollen betrug für die Gruppen I und II 2,7 %,
für die Gruppe III 4,9 %
des mittleren Anzeigewertes der Gruppen.

zu b) In den Fehler der Kalibrierungen gehen die Meßfehler der Ionisationskammern mit ± 2 % und die Standardabweichungen der Stichproben ein. Diese wiesen den Durchschnittswert von 2,7 % des mittleren Anzeigewertes bei den Gruppen I und II und 4,8 % des Mittelwertes bei Gruppe III auf.

Die zufällig ausgewählten Stichproben stellten 20 % der Gesamtgruppen I und II und 40 % der Gesamtgruppe III dar. Sie wiesen außerdem annähernd das gleiche Streuverhalten wie die zugehörigen Gesamtgruppen auf und wurden damit als repräsentativ betrachtet.

zu c) Die Abweichung der nachträglich anhand der Regressionsgeraden berechneten Kalibrierfaktoren vom tatsächlich gemessenen betrug durchschnittlich bei allen Gruppen 0,9 % vom zur Dosisberechnung herangezogenen Wert.

Da anzunehmen ist, daß die Einzelfehler voneinander unabhängig sind, läßt sich aus vorgenannten Daten ein Mindestfehler berechnen, der pro Messung für die TLD-Gruppen I und II $\pm 4,4$ %, für die Gruppe III $\pm 7,2$ % beträgt. Hier ist zu bemerken, daß TLD der Gruppe III ausschließlich zu Dosierungen an Meßpunkten der Leber eingesetzt waren. Alle anderen Meßorte waren mit Dosimetern der Gruppen I und II, mit geringerem Fehler, bestückt.

Der oben angegebene Fehler bezieht sich auf jede Einzelmessung. Da wir aber meist Mittelwerte mehrerer Messungen bildeten, sind diese Durchschnittswerte mit einem entsprechend geringeren Fehler behaftet. Dies gilt allerdings nur für die auf die jeweilige Herddosis bezogenen Prozentwerte. Es muß auch festgestellt werden, daß bei den Betrachtungen einige unerkannte Fehlermöglichkeiten nicht berücksichtigt sind. Insgesamt weisen die im Ergebnisteil aufgeführten TLD-Meßwerte aber einen Fehler auf, der wohl nicht mehr als ± 5 % beträgt.

6.2 Filmdosimetrie

6.2.1 Filmmaterial

Wir verwendeten Filme der Firma Kodak (Eastman Kodak Company, Rochester, N.Y., USA) des Typs X-Omat V, der auch zu Feldkontrollen (vergleiche 2.10) eingesetzt wurde. Dieser Film ist wenig strahlensensibel und wurde für hohe, in der Therapie benutzte Dosen entwickelt. Die Filme hatten die Größe 30,3 cm x 25,3 cm. Sie wurden weitgehend den Bestimmungen der DIN 6800 Teil 4 (9), Punkt 6 entsprechend gelagert.

6.2.2 Anwendungstechnik

Zur Registrierung der Dosisverteilung in den Feldern unter diversen Strahlenbedingungen wurde je ein Filmbblatt zwischen zwei Scheiben des Alderson-Phantoms gelegt (vergleiche (25)). Eine Lagemarkierung an festen Bezugspunkten konnte durch Einstechen einer Nadel durch den Film über definierten Randlöchern der jeweils cranial liegenden Scheiben erfolgen und so nach der Filmentwicklung eine genaue Zuordnung der Scheibenumrisse ermöglichen. Während der Bestrahlung der Filme, die wie zu TLD-Messungen durchgeführt wurde, waren allen Scheibenlöcher mit soliden Stopfen verschlossen. Für die Filmdosimetrie wurden die selben Einstrahldosen wie bei TLD-Messungen gewählt. Mit Filmen wurden nur die Feldformen für weibliche Patienten ausgewertet. Auf diese Art wurden die Dosisverteilungen in

besonders interessierenden Scheibenzwischenräumen (19-20, 20-21, 21-22, 22-23, 23-24, 24-25 entsprechend der Nierenlokalisation und 27-28, 28-29, 29-30, 30-31, 31-32, 32-33, 33-34 wegen der Ovarien- und Leistenlymphknotenlage) registriert.

6.2.3 Filmentwicklung

Die Filme wurden mit einer Gevomatic 240 - Entwicklungsmaschine der Firma Agfa-Gevaert, die auch der routinemäßigen Entwicklung von Röntgenfilmen dient, entwickelt. Die Entwicklertemperatur betrug 33°C , die Trockentemperatur 46°C . Auf eine manuelle Filmentwicklung, deren Vorteile z.B. von VOSS et al. (44) beschrieben werden, verzichteten wir, da die Entwicklungsparameter - vor allem die Temperatur der Lösungen - maschinell besser einzuhalten sind, als bei Bearbeitung von Hand. Außerdem entstanden im Automaten keine Wasserflecken oder -ränder beim Trocknen der Filme. Eine geringe mechanische Belastung der Emulsion wurde in Kauf genommen.

6.2.4 Auswertung belichteter Filme

Die bestrahlten und entwickelten Filme wurden mit dem Fotometerzusatz zum Radiation-Field-Analyser (RFA-1) der Firma Scanditronix, Uppsala, Schweden, fotometriert. Wir benutzten zur zweidimensionalen Aufzeichnung von Isodosenlinien der einzelnen Filme das im RFA-1 integrierte Isodensitensuchprogramm. Dieses sucht nach Kali-

brierung auf einen 100 %-Wert dazu relative, vorwählbare Isodensiten auf und umfährt sie. Der 100 %-Wert wurde dabei der Filmdichte in der Mitte von zentral im Bestrahlungsfeld liegenden Filmen (entsprechend der durchschnittlichen Herddosis) gleichgesetzt.

Zur Filmkalibrierung und eindimensionalen Dosisregistrierungen konnten auch Scans entlang einer geraden Linie über den Film mit der Darstellung der jeweiligen Filmschwärzung durchgeführt werden.

Die densitometrischen Ergebnisse wurden von einem zweidimensionalen Schreiber (Omnigraphic 2000 Recorder der Firma Houston Instruments) aufgezeichnet (siehe Darstellungen unter Punkt 8.).

6.2.5 Filmkalibrierung

Eine Dosis-Filmschwärzungs-Beziehung für den verwendeten Film war nicht bekannt. Also mußte der Zusammenhang zwischen eingestrahlter Dosis und resultierender Filmschwärzung ermittelt werden. Dazu preßten wir jeweils eine Filmscheibe *)

*) Die Forderung der DIN 6800 (9), wobei die Kalibrierung an einem einzigen Filmblatt vorgenommen werden soll, war unter diesen Umständen nicht zu erfüllen. Durch Streustrahlung wären die einzelnen Bereiche des Films mit mehr als nur der gemessenen Dosis belastet worden. Nachdem aber Filme gleicher Charge verwendet wurden, sollten die Abweichungen der Eigenschaften der einzelnen Filmblätter untereinander relativ gering sein.

zwischen je 4 cm dicke Plexiglasscheiben als Aufbaukörper. Durch eine Bohrung in der Filmebene konnte eine Ionisationskammer in das Strahlenfeld eingebracht werden. In diesem Aufbau wurden am Mevatron 20 (10 MV-Strahlung) Filme verschiedenen Dosen exponiert, die jeweils ionometrisch erfaßt wurden. Die Filmschwärzung zeichneten wir nach Entwicklung der Filme in eindimensionalen Scans auf. Als Maß für die Transmission diente dabei der mittlere maximale Abstand des Ausschlags des Schreibers von der Schreiber-Nulllinie ohne jeglichen Film. Ein Nulleffekt, d.h. eine Grundschwärzung der einzelnen Filme wurde so bereits mit erfaßt. Eine Subtraktion der Grundschwärzung des Films war also nicht mehr erforderlich, da der Nulleffekt bereits in jedem Kalibrierungsfilm enthalten war. Außerdem brauchte keine korrigierte Schwärzungskurve (9) erstellt und keine absolute Densitometrie durchgeführt werden, da mit der Filmmethode nur Relativedosimetrie betrieben wurde. In den nötigen Grenzen konnten die Isodensitenparameter zur Erstellung von Isodosenlinien als genügend genau angesehen werden.

Die Bezugskurve zwischen Filmschwärzung und Dosis ist für verschiedene Herddosen in Abb. 43 dargestellt. Einige Beziehungen zwischen Isodosen und zugehörigen Isodensiten für die von uns verwendete Apparatur gibt Abb. 44 wieder.

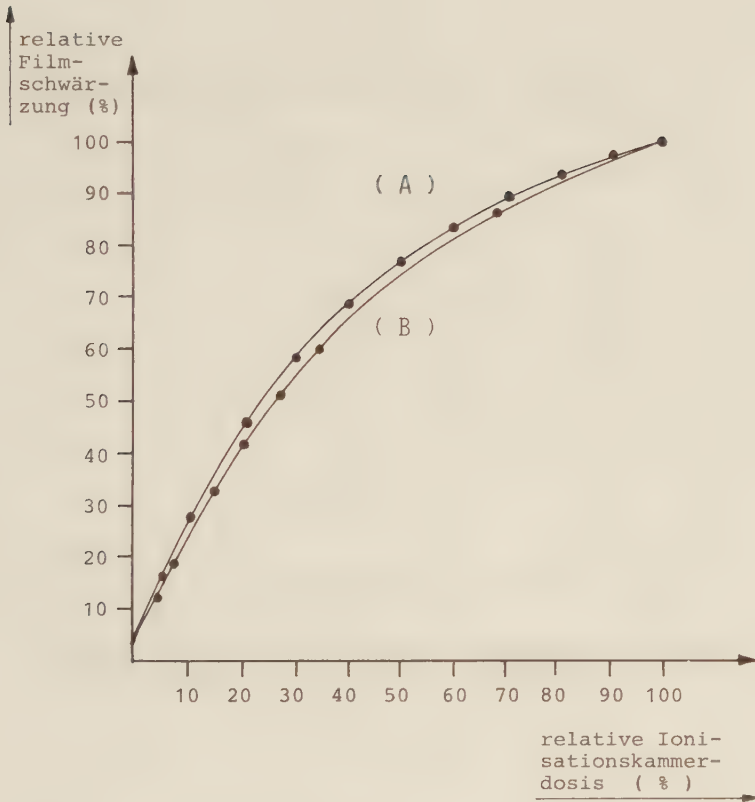


Abb. 43: Filmkalibrierungskurve für Kodak X-Omat V - Film am Radiation-Field-Analyser (RFA-1).

(A): Dosisbezug: 100 % $\hat{=}$ 2,2 Gy

(B): Dosisbezug: 100 % $\hat{=}$ 1,9 Gy

Isodose (in % der HD)	Isodensite bei 100 %-Bezugs- dosis	
	2,2 Gy	1,9 Gy
90	97	97
80	93	93
70	89	87
60	83	82
50	77	74
40	68	66
30	58	55
20	45	42
10	27	25
5	16	14

Abb. 44: Isodensitenwerte in Prozent der Schwärzung im Herdgebiet für diverse Isodosen in Prozent der Dosis im Herdgebiet.*

Kodak X-Omat V - Film, Radiation-Field-Analyser (RFA-1).

7. Anhang II:
Darstellung der Phantomscheibenumrisse mit Organ-
und Meßpunktlokalisation
und der Einzelmeßergebnisse mit TLD bei unterer
Abschnittsbestrahlung

7.1 Darstellung der Umrissse der verwendeten Phantomscheiben, der Organkonturen und der TLD-Meßpunktlokalisation und -numerierung

- Die Scheibengrenzen entsprechen dem Unterrand der jeweiligen Phantomscheibe, die Aufsicht erfolgt von oben.
- Die Organkonturen beschreiben die Organgrenzen etwa in der Mitte der jeweiligen Scheibe.
- Die Punkte bezeichnen die Lage der einzelnen TLD-Meßpunkte in der Mitte der Scheibe.
- Die Zahlen neben den Punkten innerhalb der jeweiligen Scheibe bezeichnen die Nummer des jeweiligen TLD-Meßpunkts.

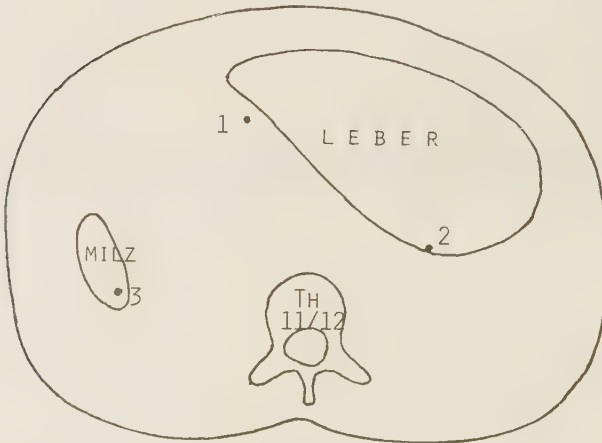


Abb. 45: Phantomscheibe 20

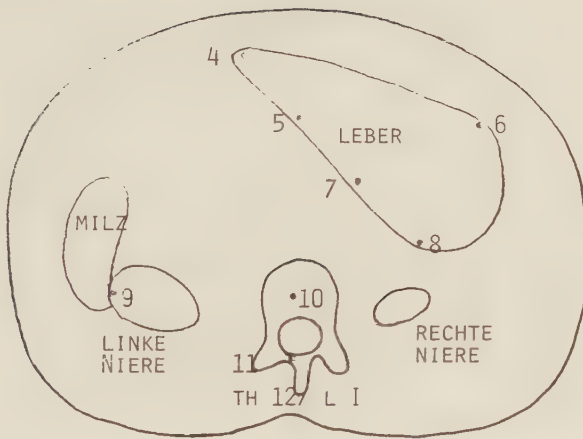


Abb. 46: Phantomscheibe 21

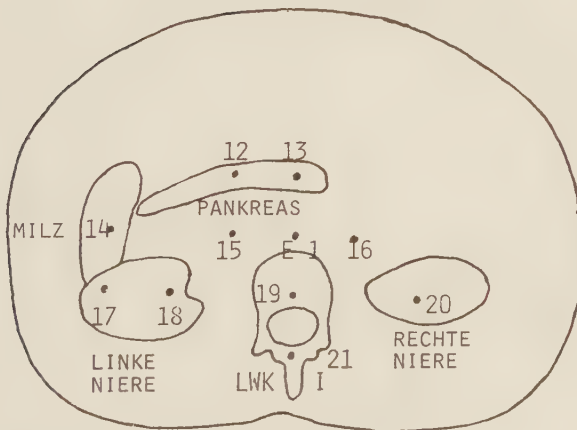


Abb. 47: Phantomscheibe 22

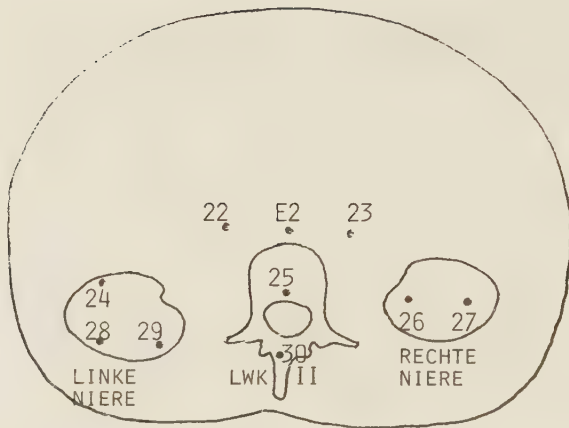


Abb. 48: Phantomscheibe 23

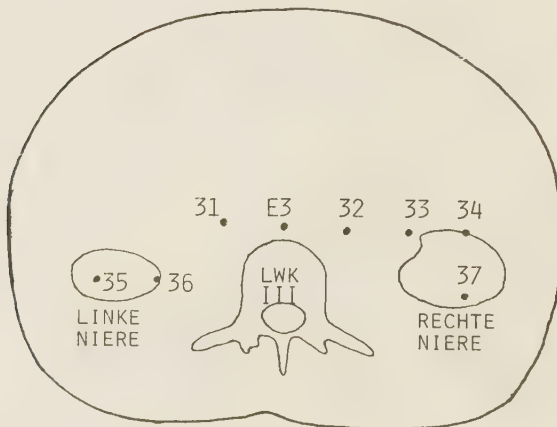


Abb. 49: Phantomscheibe 24

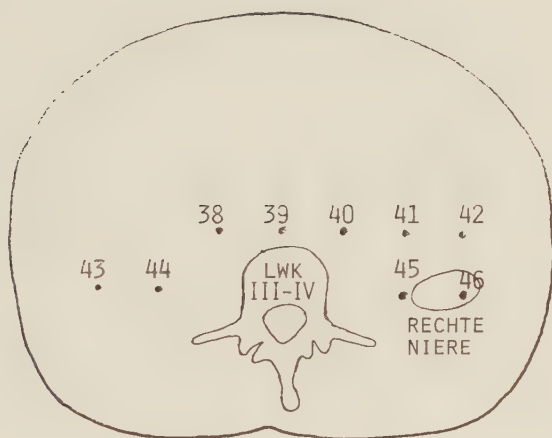


Abb. 50: Phantomscheibe 25

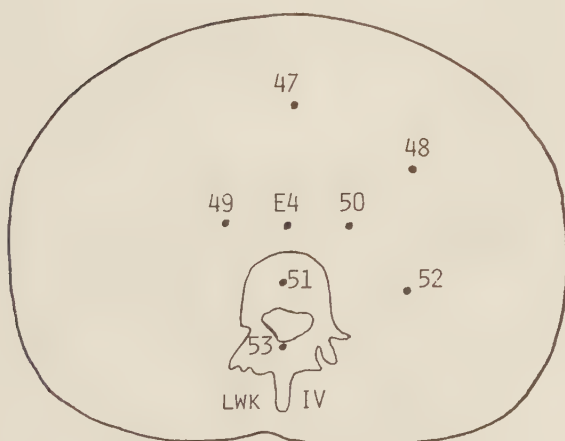


Abb. 51: Phantomscheibe 26



Abb. 52: Phantomscheibe 27

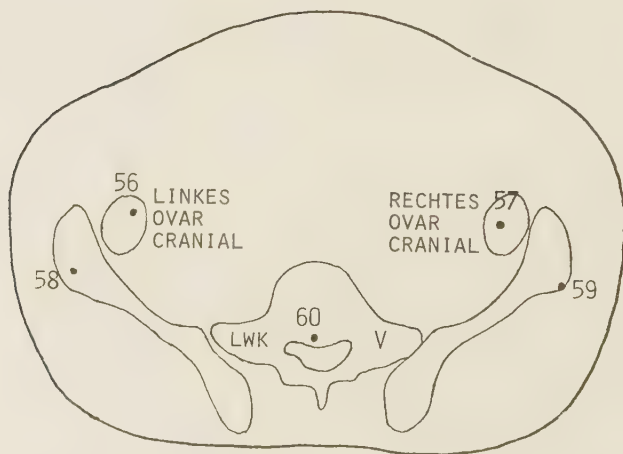


Abb. 53: Phantomscheibe 28

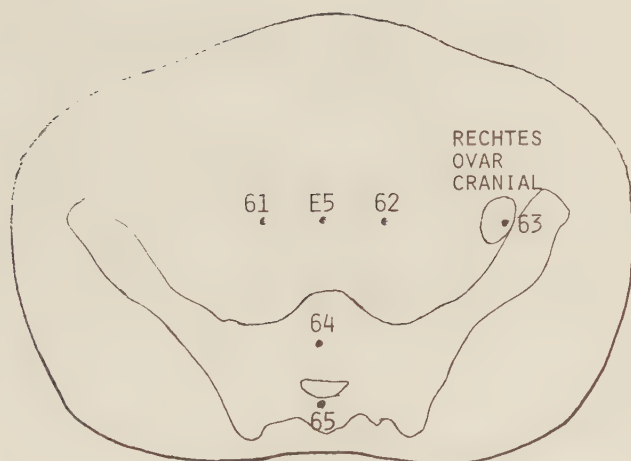


Abb. 54: Phantomscheibe 29

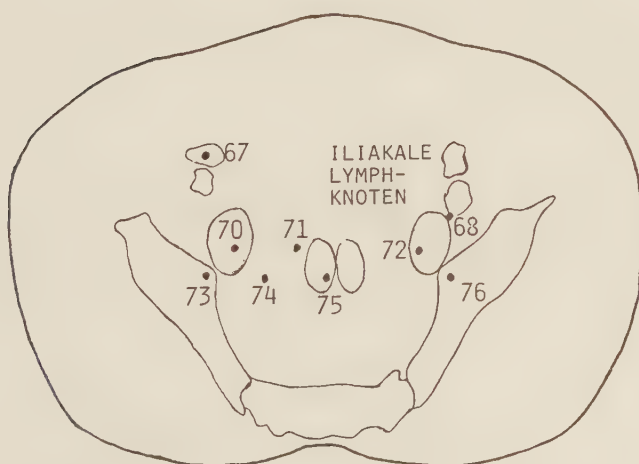


Abb. 55: Phantomscheibe 30, Ovarien in Normal-
lage (Punkte 70, 72) und caudomedial
verlagert (Punkt 75)

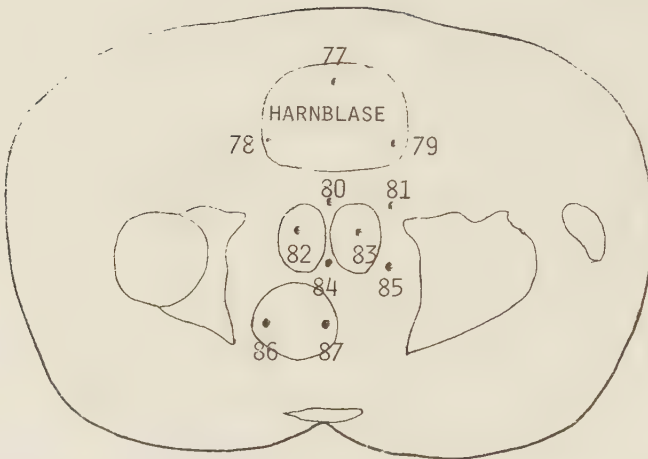


Abb. 56: Phantomscheibe 31, Ovarien caudomedial verlagert (Punkte 82, 83), Rektum (Punkte 86, 87)

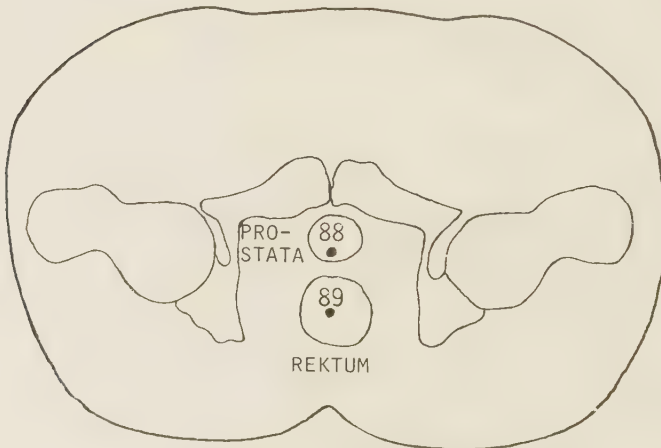


Abb. 57: Phantomscheibe 32

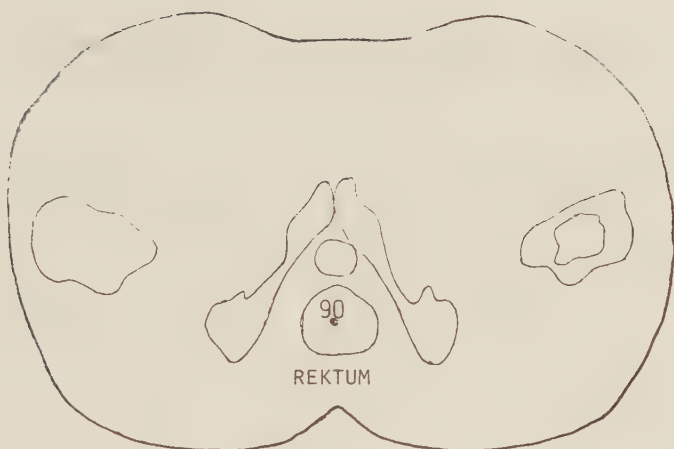


Abb. 58: Phantomscheibe 33

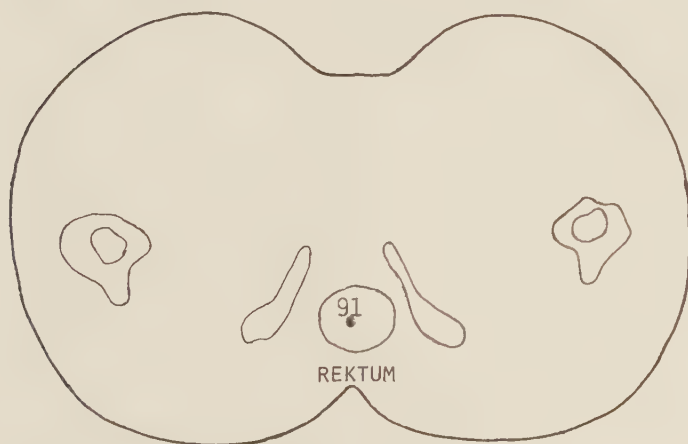


Abb. 59: Phantomscheibe 34

7.2 Einzelmeßergebnisse bei unterer Abschnittsbestrahlung mit 10 MV-Röntgenstrahlung

7.2.1 TLD-Meßwerte bei Feldform für Männer, vd - dv, ohne Rückenmarkssatellit (2 Einzelmessungen)

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	durchschn. Dosis Gy %HD	Dosis in Gy min. max.	Dosis in % der HD min. max.
<u>Lymph-</u> <u>knoten</u>	22 / 15	1,83 91	1,73 1,94	90 91
	E1	2,01 100	1,94 2,09	98 102
	16	1,96 96	1,90 2,01	91 104
	23 / 22	1,91 95	1,89 1,95	92 100
	E2	2,01 100	1,97 2,04	96 104
	23	1,98 98	1,84 2,05	96 101
	24 / 31	1,92 95	1,89 1,94	91 100
	E3	2,08 103	1,89 2,22	95 111
	32	2,00 99	1,91 2,09	96 101
	25 / 38	2,17 104	1,96 2,37	95 112
	39	2,11 101	2,09 2,12	98 103
	40	2,01 94	- -	- -
	26 / 49	1,95 97	1,87 2,02	95 99
	E4	2,05 102	1,89 2,16	99 104
	50	1,98 98	1,69 2,12	89 103
	27 / E6	1,99 100	1,97 2,03	96 104
	E7	2,07 103	2,00 2,16	102 105
	E8	2,03 101	1,94 2,17	97 104
	29 / 61	2,13 104	2,12 2,13	100 108
	E5	2,12 106	2,06 2,20	104 109
	62	2,12 102	2,08 2,16	99 106
<u>Milz</u>	30 / 67	2,03 97	1,99 2,06	96 97
	68	1,97 94	1,95 1,98	93 94
	20 / 3	1,99 95	1,97 2,01	95 95
	21 / 9	2,05 98	2,03 2,06	97 99
	22 / 14	1,96 94	1,89 2,03	92 95
	17	1,81 86	1,64 1,97	77 95

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	durchschn. Dosis Gy	%HD	Dosis in Gy min. max.	Dosis in % der HD min. max.
<u>Wirbel</u>	21 / 10	2,07	99	2,02 2,11	98 99
	11	2,13	102	2,04 2,21	99 104
	22 / 19	2,17	103	2,14 2,20	103 103
	21	2,09	100	2,09 2,09	98 101
	23 / 25	2,11	100	2,01 2,20	97 103
	30	2,13	102	2,05 2,21	99 104
	26 / 51	2,20	105	2,17 2,23	105 105
	53	2,13	102	2,08 2,17	98 105
	27 / 54	2,17	103	2,11 2,22	102 104
	55	2,21	106	2,19 2,23	105 106
	28 / 60	2,24	107	2,24 2,24	105 108
	29 / 64	2,27	108	2,25 2,28	107 109
	65	2,26	108	2,22 2,29	108 108
<u>Niere links</u>	20 / 3	1,99	95	1,97 2,01	95 95
	21 / 9	2,05	98	2,03 2,06	97 99
	22 / 17	1,81	86	1,64 1,97	77 95
	18	0,24	12	0,24 0,24	11 12
	23 / 24	1,31	63	1,19 1,43	58 67
	28	1,39	66	1,36 1,41	66 66
	29	0,20	10	0,19 0,20	9 10
	24 / 35	0,15	7	0,13 0,16	6 7
	36	0,21	10	- -	- -
	25 / 43	0,14	6	0,13 0,14	6 6
	44	0,20	10	0,19 0,20	9 10
<u>Niere rechts</u>	21 / 8	0,20	9	0,19 0,20	9 9
	22 / 20	0,22	11	0,21 0,22	10 11
	23 / 26	0,22	11	0,22 0,22	10 11
	27	0,13	6	0,12 0,13	6 6
	24 / 33	0,23	11	0,23 0,23	11 11
	34	0,14	6	0,13 0,13	6 6
	37	0,13	6	0,13 0,13	6 6
	25 / 41	0,24	11	- -	- -
	42	0,14	7	0,13 0,14	6 7
	45	0,24	11	0,23 0,24	11 11
	46	0,14	7	0,13 0,14	6 7

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	durchschn. Dosis Gy %HD		Dosis in Gy min. max.		Dosis in % der HD min. max.	
<u>Testes</u>	H1	0,05	3	0,05	0,06	3	3
	H2	0,06	3	0,05	0,06	3	3
	H3	0,04	2	0,04	0,04	2	2
	H4	0,04	2	0,04	0,04	2	2
<u>Leber</u>	20 / 1	1,98	95	1,95	2,01	94	95
	2	0,22	10	0,21	0,22	10	10
	21 / 4	2,04	97	1,96	2,11	95	99
	5	2,08	99	2,07	2,08	98	100
	6	0,12	6	0,11	0,12	5	6
	7	2,09	100	1,96	2,21	95	104
	8	0,20	9	0,19	0,20	9	9
<u>Pan- kreas</u>	22 / 12	1,99	95	1,87	2,10	91	99
	13	2,02	96	1,86	2,18	90	102
<u>Dünn- darm</u>	26 / 47	2,18	104	2,11	2,24	102	105
	48	0,25	12	0,23	0,26	11	12
<u>Rek- tum</u>	31 / 84	0,38	18	-	-	-	-
	86	1,79	86	1,55	2,03	75	96
	87	0,35	17	0,34	0,36	17	17
	32 / 89	0,18	8	0,17	0,18	8	8
	33 / 90	0,14	7	0,14	0,14	7	7
	34 / 91	0,12	6	0,11	0,12	5	6
<u>Pro- stata</u>	32 / 88	0,19	9	0,18	0,19	9	9
<u>Cri- sta ilia- ca</u>	28 / 58	0,10	5	0,09	0,11	4	5
	59	0,09	4	0,09	0,09	4	4

7.2.2 TLD-Meßwerte bei Feldform für Frauen; vd - dv,
ohne Rückenmarkssatellit (3 Einzelmessungen)

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	durchschn. Dosis		Dosis in		Dosis in	
		Gy	%HD	Gy		% der HD	
				min.	max.	min.	max.
<u>Lymph-</u> <u>knoten</u>	22 / 15	1,91	93	1,74	2,06	91	97
	E1	2,28	110	2,17	2,38	106	114
	16	1,99	97	1,82	2,12	94	102
	23 / 22	1,97	96	1,83	2,17	96	97
	E2	2,21	107	2,07	2,34	104	109
	23	1,93	94	1,80	2,13	94	95
	24 / 31	1,95	95	1,84	2,16	93	96
	E3	2,27	110	2,17	2,36	105	114
	32	1,92	94	1,71	2,19	87	98
	25 / 38	2,23	101	1,79	2,57	94	114
	39	1,95	94	1,93	1,96	87	101
	40	2,04	99	1,84	2,32	96	103
	26 / 49	1,95	96	1,91	2,01	87	102
	E4	2,13	103	2,02	2,23	99	106
	50	2,09	102	1,91	2,28	100	105
	27 / E6	2,19	97	2,08	2,26	93	101
	E7	2,44	109	2,37	2,49	106	111
	E8	2,33	104	2,26	2,37	101	106
	29 / 61	2,15	105	2,01	2,33	103	107
	E5	2,21	106	2,03	2,39	105	106
	62	2,07	99	1,68	2,31	88	105
	30 / 67	1,99	98	1,87	2,13	95	100
	68	1,96	96	1,87	2,02	93	98
<u>Milz</u>	20 / 3	2,01	98	1,76	2,26	92	101
	21 / 9	2,05	100	1,91	2,31	98	103
	22 / 14	1,88	92	1,79	2,01	89	94
	17	1,82	89	1,71	1,94	86	95
<u>Wirbel</u>	21 / 10	2,17	107	2,02	2,33	104	110
	11	2,18	107	2,03	2,29	102	112
	22 / 19	2,11	103	1,99	2,31	102	105
	21	2,07	102	2,02	2,12	94	106
	23 / 25	2,13	104	1,97	2,39	103	106
	30	2,14	104	2,01	2,30	102	106

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	durchschn. Dosis		Dosis in Gy		Dosis in % der HD	
		Gy	%HD	min.	max.	min.	max.
<u>Wirbel</u>	26 / 51	2,19	107	2,15	2,26	100	113
	53	2,23	109	2,12	2,41	107	114
	27 / 54	2,08	102	1,87	2,25	98	107
	55	2,15	105	2,03	2,35	104	107
	28 / 60	2,24	110	2,20	2,33	103	116
	29 / 64	2,12	104	2,08	2,19	97	109
	65	2,20	108	2,08	2,38	106	109
<u>Niere links</u>	21 / 9	2,05	100	1,91	2,31	98	103
	22 / 17	1,82	89	1,71	1,94	86	95
	18	0,26	13	0,24	0,29	12	13
	23 / 24	0,79	37	0,50	1,26	26	56
	28	1,15	56	1,00	1,40	52	62
	29	0,20	10	0,18	0,24	9	11
	24 / 35	0,15	7	0,14	0,16	7	7
	36	0,20	10	0,18	0,22	10	10
	25 / 43	0,14	7	0,13	0,15	7	8
	44	0,21	10	0,20	0,23	10	10
<u>Niere rechts</u>	21 / 8	0,22	11	0,21	0,23	10	12
	22 / 20	0,23	11	0,22	0,26	10	13
	23 / 26	0,23	11	0,22	0,24	10	13
	27	0,13	6	0,12	0,14	6	6
	24 / 33	0,23	11	0,22	0,23	10	12
	34	0,13	6	0,12	0,14	6	7
	37	0,13	6	0,12	0,13	6	6
	25 / 41	0,22	11	0,21	0,22	10	11
	42	0,13	6	0,13	0,13	6	7
	45	0,23	12	0,21	0,25	11	13
	46	0,13	7	0,13	0,14	6	7
<u>Ova- rien normal</u>	30 / 70	2,04	100	2,00	2,10	93	105
	73	1,99	97	1,88	2,16	95	101
	30 / 72	1,98	97	1,88	2,15	96	99
	76	1,83	89	1,66	2,06	87	92
<u>cranial links</u>	28 / 56	0,16	8	0,16	0,17	8	8
	28 / 57	0,16	8	0,15	0,16	7	8
<u>rechts</u>	29 / 63	0,17	8	0,15	0,18	8	9

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	durchschn.		Dosis in		Dosis in	
		Dosis Gy	%HD	min.	max.	% der HD min.	max.
<u>Ova-</u> <u>rien</u> <u>cau-</u> <u>dal</u>	30 / 71	0,81	40	0,62	0,98	31	52
	75	0,53	26	0,49	0,60	25	27
	31 / 80	0,24	12	0,23	0,26	11	12
	81	1,65	80	1,23	2,02	65	90
	82	0,28	13	0,27	0,29	12	15
	83	0,54	27	0,36	0,72	16	38
	84	0,24	12	0,23	0,25	11	12
	85	1,84	89	1,19	2,26	62	104
<u>Leber</u>	20 / 1	2,00	98	1,78	2,29	94	102
	2	0,23	11	0,21	0,25	10	13
	21 / 4	1,96	96	1,77	2,07	91	104
	5	2,18	106	2,03	2,47	103	110
	6	0,12	6	0,11	0,13	6	6
	7	2,01	98	1,88	2,20	98	99
	8	0,22	11	0,21	0,23	10	12
<u>Pan-</u> <u>kreas</u>	22 / 12	1,99	97	1,72	2,33	90	104
	13	2,05	101	1,82	2,33	96	104
<u>Dünn-</u> <u>darm</u>	26 / 47	2,10	103	2,04	2,17	97	109
	48	0,23	11	0,22	0,24	10	12
<u>Rek-</u> <u>tum</u>	31 / 84	0,24	12	0,23	0,25	11	12
	86	0,76	38	0,48	0,90	21	47
	87	0,23	11	0,22	0,24	11	12
	33 / 90	0,14	7	0,14	0,15	7	7
	34 / 91	0,11	6	0,10	0,13	5	6
<u>Cri-</u> <u>sta-</u> <u>ilia-</u> <u>ca</u>	28 / 58	0,10	5	0,09	0,10	4	5
	59	0,09	4	0,08	0,09	4	5

7.2.3 TLD-Meßwerte bei Feldform für Frauen, vd - dv,
mit Rückenmarkssatellit (3 Einzelmessungen)

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	durchschn. Dosis		Dosis in Gy		Dosis in % der HD	
		Gy	%HD	min.	max.	min.	max.
<u>Lymph- knoten</u>	22 / 15	1,83	90	1,73	1,88	87	93
	E1	1,06	52	0,99	1,11	48	57
	16	1,84	91	1,79	1,93	86	97
	23 / 22	1,88	93	1,81	1,96	89	97
	E2	1,16	57	1,14	1,18	55	61
	23	1,93	96	1,80	2,07	93	97
	24 / 31	1,92	95	1,78	2,06	91	99
	E3	2,05	101	1,97	2,11	98	106
	32	1,96	98	1,89	2,02	94	102
	25 / 38	2,02	100	1,78	2,17	96	105
	39	2,04	101	1,96	2,13	99	105
	40	1,95	97	1,85	2,01	94	99
	26 / 49	2,16	102	2,07	2,25	99	105
	E4	2,04	97	1,94	2,14	90	103
	50	2,18	103	2,06	2,29	99	106
	27 / E6	2,05	99	1,95	2,20	97	102
<u>Milz</u>	E7	2,16	105	2,05	2,34	101	109
	E8	2,02	98	1,97	2,07	94	100
	20 / 3	1,93	95	1,90	1,98	92	102
	21 / 9	1,96	97	1,90	2,03	94	102
<u>Wirbel</u>	22 / 14	1,85	92	1,80	1,95	87	97
	17	1,85	91	1,69	1,98	88	95
	21 / 10	1,01	50	0,96	1,04	48	52
	11	0,87	43	0,82	0,92	41	45
<u>Wirbel</u>	22 / 19	0,97	48	0,93	1,02	46	50
	21	0,85	42	0,83	0,88	41	45
	23 / 25	1,03	51	0,99	1,06	49	53
	30	0,88	43	0,85	0,91	41	45

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	durchschn. Dosis		Dosis in		Dosis in	
		Gy	%HD	min.	max.	min.	max.
<u>Niere links</u>	20 / 3	1,93	95	1,90	1,98	92	102
	21 / 9	1,96	97	1,90	2,03	94	102
	22 / 17	1,85	91	1,69	1,98	88	95
	18	0,24	12	0,23	0,25	11	12
	23 / 24	1,27	63	1,07	1,45	56	73
	28	1,30	64	1,22	1,45	59	68
	29	0,20	10	0,17	0,22	9	11
	24 / 35	0,15	7	0,14	0,16	7	8
	36	0,20	10	0,19	0,22	9	10
	25 / 43	0,14	7	0,12	0,15	6	7
	44	0,20	10	0,18	0,21	9	10
	21 / 8	0,19	9	0,18	0,19	8	10
	22 / 20	0,19	10	0,18	0,20	9	11
	23 / 26	0,20	10	0,19	0,20	9	11
<u>Niere rechts</u>	27	0,12	6	0,11	0,12	6	6
	24 / 33	0,21	10	0,20	0,22	9	11
	34	0,12	6	0,12	0,12	6	6
	37	0,13	6	0,12	0,13	6	6
	25 / 41	0,21	10	0,19	0,21	10	11
	42	0,13	6	0,12	0,13	6	6
	45	0,21	10	0,20	0,21	6	6
	20 / 1	1,90	94	1,79	2,02	88	97
	21 / 4	1,98	98	1,97	1,99	93	106
	5	1,34	66	1,26	1,44	63	68
	6	0,11	6	0,11	0,12	5	6
	7	1,97	97	1,91	2,07	89	103
	8	0,19	9	0,18	0,19	8	10
	22 / 12	1,96	97	1,77	2,12	93	102
	13	1,21	60	1,10	1,30	59	61
<u>Pan- kreas</u>							

7.3 Einzelmeßergebnisse bei unterer Abschnittsbestrahlung mit 6 MV-Röntgenstrahlung

7.3.1 TLD-Meßwerte bei Feldform für Männer, vd - dv, ohne Rückenmarkssatellit (3 Einzelmessungen)

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	durchschn. Dosis		Dosis in Gy		Dosis in % der HD	
		Gy	%HD	min.	max.	min.	max.
<u>Lymph-</u> <u>knoten</u>	22 / 15	1,95	95	1,88	2,04	93	98
	E1	2,07	101	1,96	2,12	99	102
	16	2,02	98	1,95	2,06	96	99
	23 / 22	1,80	88	1,53	2,03	77	97
	E2	2,06	100	1,97	2,12	99	103
	23	2,02	98	1,94	2,09	96	100
	24 / 31	2,01	97	1,94	2,09	96	100
	E3	2,12	103	2,00	2,21	100	107
	32	1,98	96	1,91	2,10	93	101
	25 / 38	2,21	107	2,17	2,27	105	109
	39	2,11	103	2,08	2,14	102	105
	40	1,97	95	1,88	2,05	93	98
	26 / 49	1,99	98	1,87	2,10	95	101
	E4	2,13	103	2,01	2,20	100	106
	50	2,12	99	1,95	2,10	93	103
	27 / E6	2,00	97	1,93	2,10	95	100
	E7	2,12	103	2,00	2,22	100	108
	E8	2,02	98	1,93	2,09	95	101
	29 / 61	2,10	103	2,04	2,15	100	107
	E5	2,14	104	2,07	2,19	102	107
	62	2,05	100	1,96	2,12	99	102
	30 / 67	2,01	98	1,95	2,07	96	101
	68	1,76	86	1,54	1,91	74	94
<u>Milz</u>	20 / 3	2,07	102	2,03	2,10	100	104
	21 / 9	2,12	103	2,09	2,16	101	104
	22 / 14	1,96	95	1,91	2,01	91	97
	17	1,96	95	1,94	1,00	93	96

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	durchschn. Dosis		Dosis in Gy		Dosis in % der HD	
		Gy	%HD	min.	max.	min.	max.
<u>Wirbel</u>	21 / 10	2,20	106	2,13	2,24	105	107
	11	2,25	109	2,21	2,28	106	113
	22 / 19	2,14	105	2,10	2,19	102	108
	21	2,17	105	2,10	2,25	104	108
	23 / 25	2,07	101	2,03	2,10	100	101
	30	2,17	105	2,05	2,23	101	107
	26 / 51	2,12	104	2,02	2,22	100	109
	53	2,15	105	2,05	2,23	98	110
	27 / 54	2,07	101	2,03	2,13	97	106
	55	2,07	101	2,01	2,17	94	106
	28 / 60	2,15	105	2,03	2,23	97	108
	29 / 64	2,12	104	2,05	2,25	98	111
	65	2,11	103	2,02	2,16	100	107
<u>Niere links</u>	20 / 3	2,07	102	2,03	2,10	100	104
	21 / 9	2,12	103	2,09	2,16	101	104
	22 / 17	1,96	95	1,94	1,99	93	96
	18	0,33	16	0,28	0,43	14	22
	23 / 24	1,31	63	1,14	1,53	54	72
	28	1,43	70	1,30	1,54	64	74
	29	0,23	11	0,22	0,24	11	12
	24 / 35	0,17	8	0,16	0,18	8	9
	36	0,24	12	0,23	0,25	11	12
	25 / 43	0,16	8	0,16	0,16	8	8
	44	0,24	11	0,23	0,25	11	12
<u>Niere rechts</u>	21 / 8	0,24	12	0,22	0,27	11	14
	22 / 20	0,24	11	0,23	0,26	11	12
	23 / 26	0,26	13	0,24	0,33	11	17
	27	0,15	7	0,11	0,20	5	10
	24 / 33	0,26	12	0,25	0,27	12	13
	34	0,14	7	0,11	0,16	5	8
	37	0,16	7	0,11	0,20	5	8
	25 / 41	0,26	13	0,24	0,27	12	13
	42	0,15	8	0,12	0,19	6	10
	45	0,26	12	0,24	0,27	12	13
	46	0,15	8	0,11	0,21	5	11

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	durchschn. Dosis		Dosis in Gy		Dosis in % der HD	
		Gy	%HD	min.	max.	min.	max.
<u>Testes</u>	H1	0,07	4	0,07	0,08	3	4
	H2	0,07	3	0,07	0,07	3	4
<u>Leber</u>	20 / 1	1,96	95	1,87	2,03	90	100
	2	0,22	11	0,22	0,23	11	11
	21 / 4	2,20	106	2,17	2,22	106	107
	5	2,20	107	2,11	2,25	104	108
	6	0,13	6	0,09	0,14	4	7
	7	2,02	98	1,91	2,12	91	102
	8	0,24	12	0,22	0,27	11	14
<u>Pan- kreas</u>	22 / 12	2,00	96	1,89	2,09	93	100
	13	2,06	102	2,05	2,08	100	104
<u>Dünn- darm</u>	26 / 47	2,20	108	2,14	2,23	106	109
	48	0,26	13	0,25	0,27	12	13
<u>Rektum</u>	31 / 84	0,40	20	9,38	0,45	18	22
	86	1,33	65	1,09	1,62	52	80
	87	0,37	18	0,37	0,37	18	19
	32 / 89	0,23	11	0,21	0,24	11	11
	33 / 90	0,17	8	0,16	0,18	8	9
	34 / 91	0,15	8	0,14	0,16	7	8
<u>Pro- stata</u>	32 / 88	0,24	12	0,23	0,25	11	12
<u>Crista iliaca</u>	28 / 58	0,09	4	0,08	0,10	4	5
	59	0,13	6	0,12	0,13	6	6

7.3.2 TLD-Meßwerte bei Feldform für Frauen, vd - dv,
ohne Rückenmarkssatellit (4 Einzelmessungen)

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	durchschn. Dosis		Dosis in		Dosis in	
		Gy	%HD	min.	max.	% der HD min. max.	
<u>Lymph-</u> <u>knoten</u>	22 / 15	2,04	98	1,94	2,13	95	102
	E1	2,19	105	2,10	2,29	102	107
	16	2,11	101	2,04	2,19	98	104
	23 / 22	2,01	96	1,93	2,09	92	100
	E2	2,14	103	2,11	2,15	100	105
	23	2,02	96	1,96	2,07	93	97
	24 / 31	2,06	98	1,99	2,11	97	99
	E3	2,16	104	2,07	2,28	101	107
	32	2,04	98	1,94	2,12	96	102
	25 / 38	2,26	108	2,01	2,43	100	114
	39	2,11	101	2,07	2,15	100	102
	40	1,99	95	1,96	2,01	93	97
	26 / 49	2,02	97	1,95	2,07	92	102
	E4	2,12	102	2,09	2,17	101	103
	50	2,09	100	1,99	2,15	99	101
	27 / E6	2,00	96	1,95	2,07	91	99
	E7	2,16	104	2,08	2,25	102	106
	E8	2,04	98	1,93	2,14	96	103
	29 / 61	2,15	103	2,04	2,26	100	106
	E5	2,12	102	1,99	2,25	97	106
	62	2,14	102	2,10	2,16	100	104
	30 / 67	2,03	97	1,96	2,10	92	99
	68	1,97	94	1,81	2,09	90	98
<u>Milz</u>	20 / 3	2,17	104	2,09	2,21	102	106
	21 / 9	2,19	105	2,11	2,28	103	107
	22 / 14	2,07	99	2,04	2,10	96	102
	17	2,05	98	1,93	2,11	96	99
<u>Wirbel</u>	21 / 10	2,22	106	2,14	2,26	105	108
	11	2,29	109	2,21	2,35	105	113
	22 / 19	2,24	107	2,16	2,30	105	110
	21	2,22	106	2,14	2,27	104	109
	23 / 25	2,15	103	2,05	2,19	101	104
	30	2,20	105	2,13	2,27	102	109

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	durchschn. Dosis		Dosis in Gy		Dosis in % der HD	
		Gy	%HD	min.	max.	min.	max.
<u>Wirbel</u>	26 / 51	2,19	105	2,12	2,26	104	106
	53	2,24	107	2,20	2,29	105	109
	27 / 54	2,11	100	2,08	2,12	98	102
	55	2,17	103	2,12	2,22	102	104
	28 / 60	2,23	107	2,12	2,30	105	108
	29 / 64	2,12	101	1,98	2,23	95	104
	65	2,25	107	2,19	2,32	105	111
<u>Niere links</u>	20 / 3	2,17	104	2,09	2,21	102	106
	21 / 9	2,19	105	2,11	2,28	103	107
	22 / 17	2,05	98	1,93	2,11	96	99
	18	0,32	15	0,31	0,34	15	16
	23 / 24	1,28	61	0,95	1,57	47	78
	28	1,47	70	1,26	1,67	62	78
	29	0,24	12	0,23	0,25	11	12
	24 / 35	0,18	8	0,17	0,18	8	9
	36	0,25	12	0,24	0,26	12	12
	25 / 43	0,16	8	0,16	0,17	8	8
	44	0,25	12	0,24	0,25	12	12
<u>Niere rechts</u>	21 / 8	0,25	12	0,24	0,26	11	13
	22 / 20	0,25	12	0,24	0,26	12	13
	23 / 26	0,26	13	0,24	0,27	12	13
	27	0,15	8	0,14	0,18	7	9
	24 / 33	0,27	13	0,26	0,28	12	13
	34	0,15	7	0,13	0,16	6	8
	37	0,16	8	0,14	0,18	7	9
	25 / 41	0,27	13	0,25	0,29	12	14
	42	0,15	7	0,13	0,16	6	8
	45	0,27	13	0,26	0,29	12	14
	46	0,16	8	0,14	0,17	7	8
<u>Ovarien normal</u>	30/ 70	2,02	97	1,99	2,10	95	99
	73	2,06	98	2,01	2,09	92	98
	30 / 72	2,06	98	2,01	2,09	96	103
	76	1,60	76	0,76	1,91	38	92
<u>cranial links</u>	28/ 56	0,19	9	0,19	0,20	9	9

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	durchschn. Dosis		Dosis in Gy		Dosis in % der HD	
		Gy	%HD	min.	max.	min.	max.
<u>Ovarien</u>							
<u>cranial</u>	28 / 57	0,18	8	0,17	0,19	8	9
<u>rechts</u>	29 / 63	0,19	9	0,18	0,20	9	9
<u>caudal</u>	30 / 71	0,94	44	0,45	1,33	22	62
	75	0,68	33	0,56	0,83	27	39
	31 / 80	0,30	14	0,29	0,31	14	15
	81	1,69	81	1,61	1,80	76	86
	82	0,33	16	0,31	0,34	15	16
	83	0,75	36	0,56	0,95	26	47
	84	0,29	14	0,28	0,30	13	14
	85	1,73	83	1,62	1,98	77	95
<u>Leber</u>	20 / 1	2,10	100	1,03	2,25	96	108
	2	0,24	12	0,23	0,25	11	12
	21 / 4	2,24	107	2,17	2,30	106	110
	5	2,22	106	2,07	2,37	100	114
	6	0,12	6	0,10	0,14	5	7
	7	2,12	101	2,07	2,17	100	102
	8	0,25	12	0,24	0,26	11	13
<u>Pan- kreas</u>	22 / 12	2,05	98	2,00	2,07	96	99
	13	2,22	106	2,10	2,29	101	110
<u>Dünn- darm</u>	26 / 47	2,21	105	2,10	2,37	98	111
	48	0,30	14	0,14	0,56	7	26
<u>Rektum</u>	31 / 84	0,29	14	0,28	0,30	13	14
	86	0,89	42	0,86	0,92	41	43
	87	0,27	13	0,26	0,28	12	13
	32 / 89	0,20	10	0,20	0,20	9	10
	33 / 90	0,18	8	0,17	0,18	8	8
	34 / 91	0,16	7	0,15	0,16	7	7
<u>Crista iliaca</u>	28 / 58	0,12	5	0,08	0,12	4	6
	59	0,13	6	0,11	0,16	5	8

7.3.3 TLD-Meßwerte bei Feldform für Männer, vd - dv,
mit Rückenmarkssatellit (3 Einzelmessungen)

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	durchschn. Dosis		Dosis in Gy		Dosis in % der HD	
		Gy	%HD	min.	max.	min.	max.
<u>Lymph- knoten</u>	22 / 15	1,93	90	1,91	1,95	89	91
	E1	1,12	52	1,08	1,17	49	56
	16	2,04	94	1,97	2,13	91	99
	23 / 22	1,89	87	1,85	1,92	86	89
	E2	1,14	53	1,07	1,20	48	58
	23	2,06	95	2,01	2,15	92	100
	24 / 31	1,95	90	1,91	1,99	88	92
	E3	2,06	95	2,00	2,17	92	101
	32	2,08	96	2,01	2,14	92	100
	25 / 38	2,29	106	2,27	2,33	105	107
	39	2,16	100	2,10	2,24	98	104
	40	2,06	95	2,03	2,12	93	98
	26 / 49	2,12	98	2,07	2,19	95	102
	E4	2,18	101	2,10	2,29	98	106
	50	2,14	99	2,09	2,21	96	103
	27 / E6	2,13	98	2,09	2,17	97	100
	E7	2,22	103	2,20	2,29	101	106
	E8	2,17	99	2,08	2,22	97	103
<u>Milz</u>	20 / 3	2,12	98	2,08	2,18	96	101
	21 / 9	2,23	103	2,19	2,31	101	107
	22 / 14	2,09	97	2,02	2,13	93	99
	17	2,11	97	2,08	2,15	95	100
<u>Wirbel</u>	21 / 10	1,05	49	1,02	1,08	47	50
	11	0,92	42	0,90	0,93	41	43
	22 / 19	1,05	48	1,03	1,07	47	49
	21	0,88	41	0,85	0,92	39	43
	23 / 25	1,07	50	1,06	1,07	49	50
	30	0,91	42	0,89	0,94	41	44

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	durchschn. Dosis		Dosis in Gy		Dosis in % der HD	
		Gy	%HD	min.	max.	min.	max.
<u>Niere links</u>	20 / 3	2,12	98	2,08	2,18	96	101
	21 / 9	2,23	103	2,19	2,31	101	107
	22 / 17	2,11	97	2,08	2,15	95	100
	18	0,30	14	0,30	0,30	14	14
	23 / 24	1,37	64	1,24	1,48	58	68
	28	1,64	75	1,60	1,71	73	79
	29	0,24	11	0,24	0,24	11	11
	24 / 35	0,18	8	0,18	0,19	7	8
	36	0,25	11	0,25	0,25	11	12
	25 / 43	0,17	8	0,16	0,17	8	8
	44	0,24	11	0,23	0,25	11	12
<u>Niere rechts</u>	21 / 8	0,23	11	0,22	0,24	10	11
	22 / 20	0,24	11	0,23	0,24	11	11
	23 / 26	0,25	11	0,23	0,26	11	12
	27	0,15	7	0,14	0,15	7	7
	24 / 33	0,27	12	0,25	0,28	12	13
	34	0,15	7	0,15	0,15	7	7
	37	0,16	7	0,15	0,16	7	7
	25 / 41	0,27	12	0,25	0,28	11	13
	42	0,16	8	0,16	0,17	7	8
	45	0,16	12	0,25	0,27	12	12
	46	0,16	8	0,15	0,17	7	8
<u>Leber</u>	20 / 1	2,03	94	1,97	2,06	92	96
	2	0,22	10	0,20	0,23	9	11
	21 / 4	2,23	103	2,16	2,28	99	106
	5	1,56	72	1,51	1,64	70	76
	6	0,13	6	0,12	0,13	6	6
	7	2,13	99	2,03	2,19	93	102
	8	0,23	11	0,22	0,24	10	11
<u>Pan- kreas</u>	22 / 12	1,99	92	1,91	2,09	89	97
	13	1,36	63	1,33	1,40	61	65

7.3.4 TLD-Meßwerte bei Feldform für Frauen, vd - dv,
mit Rückenmarkssatellit (3 Einzelmessungen)

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	durchschn. Dosis		Dosis in Gy		Dosis in % der HD	
		Gy	%HD	min.	max.	min.	max.
<u>Lymph-</u> <u>knoten</u>	22 / 15	1,96	89	1,90	1,99	85	93
	E1	1,11	50	1,05	1,17	47	54
	16	2,05	92	2,00	2,17	89	97
	23 / 22	2,00	90	1,96	2,04	89	92
	E2	1,22	55	1,17	1,31	53	59
	23	2,05	93	2,04	2,08	91	95
	24 / 31	2,05	92	1,93	2,12	90	94
	E3	2,28	103	2,21	2,34	99	108
	32	2,05	92	1,98	2,13	89	95
	25 / 38	2,40	108	2,36	2,48	105	111
	39	2,25	102	2,19	2,31	98	106
	40	2,09	94	2,01	2,14	93	95
	26 / 49	2,16	99	2,08	2,24	97	100
	E4	2,21	100	2,16	2,30	97	107
	50	2,14	98	2,10	2,18	97	98
	27 / E6	2,15	98	2,09	2,20	96	100
	E7	2,25	102	2,19	2,32	98	107
	E8	2,14	98	2,11	2,17	97	99
	29 / 61	2,17	102	2,19	2,35	98	109
	E5	2,23	101	2,21	2,27	98	105
	62	2,07	97	2,03	2,14	95	100
<u>Milz</u>	20 / 3	2,26	102	2,19	2,30	98	107
	21 / 9	2,23	100	2,14	2,29	99	102
	22 / 14	2,08	93	2,05	2,12	91	96
	17	2,08	94	2,02	2,14	90	98
<u>Wirbel</u>	21 / 10	1,07	48	1,01	1,13	45	51
	11	0,89	40	0,86	0,92	39	41
	22 / 19	1,07	48	1,05	1,11	47	50
	21	0,92	41	0,90	0,94	40	42
	23 / 25	1,10	49	1,06	1,11	47	50
	30	0,92	41	0,89	0,94	40	42
	26 / 51	2,20	101	2,20	2,20	98	103
	53	2,25	103	2,24	2,26	101	105

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	durchschn. Dosis		Dosis in		Dosis in	
		Gy	%HD	min.	max.	min.	max.
<u>Niere links</u>	20 / 3	2,26	102	2,19	2,30	98	107
	21 / 9	2,23	100	2,14	2,29	99	102
	22 / 17	2,08	94	2,02	2,14	90	98
	18	0,31	14	0,30	0,32	14	14
	23 / 24	1,43	65	1,36	1,51	61	67
	28	1,62	73	1,52	1,71	71	76
	29	0,23	11	0,23	0,24	10	11
	24 / 35	0,18	8	0,18	0,18	8	8
	36	0,24	11	0,22	0,24	10	11
	25 / 43	0,16	7	0,16	0,17	7	8
	44	0,24	11	0,23	0,25	11	11
<u>Niere rechts</u>	21 / 8	0,25	11	0,24	0,25	11	12
	22 / 20	0,26	12	0,25	0,26	11	12
	23 / 26	0,26	12	0,25	0,26	11	12
	27	0,15	7	0,14	0,15	7	7
	24 / 33	0,26	12	0,25	0,26	11	12
	34	0,15	7	0,15	0,15	7	7
	37	0,16	7	0,15	0,16	7	7
	25 / 41	0,27	12	0,26	0,27	12	12
	42	0,26	7	0,15	0,16	7	7
	45	0,27	12	0,27	0,27	12	12
	46	0,16	7	0,15	0,16	7	7
<u>Ovarien</u>							
<u>normal links</u>	30 / 70	2,07	95	2,07	2,07	92	97
	73	2,02	92	1,99	2,04	91	93
<u>rechts</u>	30 / 72	2,09	95	1,98	2,19	93	97
	76	1,60	73	1,52	1,68	71	75
<u>cranial links</u>	28 / 56	0,19	9	0,18	0,19	8	9
<u>rechts</u>	28 / 57	0,18	9	0,18	0,18	8	9
	29 / 63	0,19	9	-	-	-	-

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	durchschn. Dosis Gy	%HD	Dosis in Gy		Dosis in % der HD	
				min.	max.	min.	max.
<u>Ovarien</u>							
<u>caudal</u>	30 / 71	1,08	50	1,02	1,14	46	53
	75	0,64	29	0,61	0,67	27	31
	31 / 80	0,31	14	0,30	0,31	14	14
	81	1,69	78	1,66	1,72	77	78
	82	0,33	15	0,33	0,33	15	15
	83	0,71	33	0,69	0,73	31	34
	84	0,29	14	0,28	0,30	13	14
	85	1,64	75	1,54	1,74	69	81
<u>Leber</u>	20 / 1	2,03	90	1,97	2,09	87	93
	2	0,23	10	0,23	0,24	10	11
	21 / 4	2,29	102	2,21	2,33	98	104
	5	1,57	71	1,51	1,65	69	74
	6	0,13	6	0,12	0,13	6	6
	7	2,13	95	2,07	2,20	92	98
	8	0,25	11	0,24	0,25	11	12
<u>Pan- kreas</u>	22 / 12	2,03	91	2,00	2,07	89	94
	13	1,36	62	1,35	1,37	60	64
<u>Dünn- darm</u>	26 / 47	2,31	103	-	-	-	-
	48	0,29	13	-	-	-	-
<u>Rektum</u>	31 / 84	0,29	14	0,28	0,30	13	14
	86	0,87	41	-	-	-	-
	87	0,28	13	0,27	0,28	13	13
	32 / 89	0,20	9	-	-	-	-
	33 / 90	0,18	8	-	-	-	-
	34 / 91	0,16	7	-	-	-	-
<u>Crista iliaca</u>	28 / 58	0,11	5	0,10	0,11	5	5
	59	0,11	5	0,10	0,11	5	5

7.4 Einzelmeßergebnisse bei unterer Abschnittsbestrahlung mit Telekobaltstrahlung

Mit Kobalt-60-Photonen wurde nur die Feldform für Frauen bestrahlt. Hier wurde auch die Testesdosis bestimmt. .

7.4.1 TLD-Meßwerte bei Feldform für Frauen, vd - dv, ohne Rückenmarkssatellit (2 Einzelmessungen mit Bestimmung der Gonadendosis für Männer)

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	durchschn. Dosis		Dosis in Gy		Dosis in % der HD	
		Gy	%HD	min.	max.	min.	max.
Lymph- knoten	22 / 15	1,60	83	1,59	1,60	83	83
	E1	2,03	106	1,99	2,07	104	108
	16	1,75	92	1,73	1,77	91	92
	23 / 22	1,72	90	1,69	1,74	88	91
	E2	2,00	105	1,99	2,00	104	105
	23	1,85	97	1,78	1,92	93	100
	24 / 31	1,76	92	1,67	1,85	87	96
	E3	2,03	106	1,98	2,07	103	108
	32	1,84	96	1,73	1,94	91	101
	25 / 38	1,90	99	1,88	1,92	98	100
	39	2,03	106	1,97	2,08	103	109
	40	1,89	99	1,85	1,93	96	101
	26 / 49	1,88	98	1,83	1,92	96	100
	E4	2,05	107	2,04	2,06	106	108
	50	1,84	96	1,81	1,86	95	97
	27 / E6	1,87	98	1,81	1,92	95	100
	E7	1,98	104	1,96	1,99	103	104
	E8	1,85	96	1,84	1,85	96	96
	29 / 61	1,93	101	1,91	1,94	100	101
	E5	1,96	103	1,90	2,02	99	106
	62	1,92	100	1,89	1,94	99	101
	30 / 67	1,72	92	1,75	1,78	91	93
	68	1,45	76	1,35	1,54	71	80

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	durchschn. Dosis		Dosis in		Dosis in	
		Gy	%HD	min.	max.	min.	max.
<u>Milz</u>	20 / 3	1,76	92	1,75	1,76	91	92
	21 / 9	1,79	94	1,72	1,85	90	97
	22 / 14	1,66	87	1,64	1,68	85	88
	17	1,69	88	1,65	1,73	86	90
<u>Wirbel</u>	21 / 10	2,04	107	1,93	2,15	101	112
	11	1,99	104	1,94	2,03	102	106
	22 / 19	2,04	106	1,98	2,09	103	109
	21	2,02	106	1,94	2,09	102	109
	23 / 25	1,99	104	1,96	2,02	102	106
	30	2,07	108	2,04	2,09	106	109
	26 / 51	1,93	99	1,86	1,99	94	104
	53	2,12	111	2,07	2,16	108	113
	27 / 54	1,97	103	1,91	2,02	100	105
	55	2,02	105	2,01	2,02	105	105
	28 / 60	2,10	110	2,08	2,12	108	111
	29 / 64	2,00	105	1,93	2,06	101	108
	65	2,10	110	1,08	2,12	109	110
<u>Niere links</u>	20 / 3	1,76	92	1,75	1,76	91	92
	21 / 9	1,79	94	1,72	1,85	90	97
	22 / 17	1,69	88	1,65	1,73	86	90
	18	0,36	19	0,35	0,37	18	19
	23 / 24	1,13	59	1,08	1,18	56	62
	28	1,31	68	1,25	1,36	65	71
	29	0,26	14	0,26	0,26	14	14
	24 / 35	0,19	10	0,18	0,19	9	10
	36	0,28	15	0,27	0,28	14	15
	25 / 43	0,16	8	0,15	0,16	8	8
	44	0,27	14	0,26	0,27	12	13
	21 / 8	0,24	13	0,23	0,24	12	13
	22 / 20	0,26	14	0,25	0,26	13	14
	23 / 26	0,28	15	0,28	0,28	15	15
<u>Niere rechts</u>	27	0,14	7	-	-	-	-
	24 / 33	0,28	15	0,27	0,29	14	15
	34	0,15	8	0,15	0,15	8	8
	37	0,14	7	0,14	0,14	7	7

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	durchschn. Dosis		Dosis in		Dosis in	
		Gy	%HD	min.	max.	min.	max.
<u>Niere</u> <u>rechts</u>	25 / 41	0,30	16	0,29	0,30	15	16
	42	0,15	8	0,15	0,15	8	8
	45	0,30	16	0,29	0,30	15	16
	46	0,16	8	0,15	0,16	8	8
<u>Ovarien</u>							
<u>normal</u>	30 / 70	1,78	93	1,78	1,78	93	93
	73	1,71	89	1,64	1,78	85	93
	30 / 72	1,62	85	1,57	1,67	82	87
	76	1,31	68	1,20	1,41	63	73
<u>cranial</u>							
<u>links</u>	28 / 56	0,20	10	0,19	0,20	10	10
<u>rechts</u>	28 / 57	0,19	10	0,19	0,19	10	10
	29 / 63	0,21	11	0,20	0,21	10	11
<u>caudal</u>	30 / 71	1,00	52	0,94	1,06	49	55
	75	0,77	39	0,67	0,86	35	45
	31 / 80	0,34	18	0,32	0,35	17	18
	81	1,38	72	1,35	1,41	71	73
	82	0,39	20	0,38	0,39	20	20
	83	0,64	33	0,54	0,73	28	38
	84	0,33	18	0,32	0,34	17	18
	85	1,41	74	1,40	1,41	73	74
<u>Testes</u>							
	H1	0,07	4	0,06	0,07	3	4
	H2	0,07	4	0,06	0,07	3	4
	H3	0,06	3	0,05	0,06	3	3
	H4	0,06	3	0,05	0,06	3	3
<u>Leber</u>							
	20 / 1	1,57	82	1,44	1,70	75	89
	2	0,21	11	0,20	0,21	10	11
	21 / 4	1,91	100	1,86	1,96	97	102
	5	1,83	95	1,65	2,00	86	104
	6	0,12	6	0,11	0,12	6	6
	7	1,78	93	1,77	1,78	93	93
	8	0,24	13	0,23	0,24	12	13
<u>Pan-</u> <u>kreas</u>	22 / 12	1,74	91	1,68	1,80	88	94
	13	1,88	98	1,77	1,98	93	103

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	durchschn. Dosis Gy %HD		Dosis in Gy min. max.		Dosis in % der HD min. max.	
		Gy	%HD	min.	max.	min.	max.
<u>Dünn- darm</u>	26 / 47	2,14	112	2,13	2,15	112	112
	48	0,30	16	0,28	0,31	15	16
<u>Rektum</u>	31 / 84	0,33	18	0,32	0,34	17	18
	86	0,72	38	0,67	0,77	35	40
	33 / 90	0,17	9	0,17	0,17	9	9
<u>Crista iliaca</u>	28 / 58	0,10	6	0,09	0,11	5	6
	59	0,10	5	0,10	0,10	5	5

7.4.2 TLD-Meßwerte bei Feldform für Frauen, vd - dv,
mit Rückenmarkssatellit (1 Einzelmessung, daher
keine Durchschnittswerte, mit Bestimmung der
Gonadendosis für Männer)

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	Dosis in Gy	Dosis in % der HD
<u>Lymph- knoten</u>	22 / 15	1,55	80
	E1	1,11	58
	16	1,64	85
	23 / 22	1,50	78
	E2	1,22	63
	23	1,79	93
	24 / 31	1,75	91
	E3	2,03	105
	32	1,78	92
	25 / 38	1,99	103
	39	1,85	96
	40	1,84	95

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	Dosis in Gy	Dosis in % der HD
<u>Lymph- knoten</u>	26 / 49	1,82	94
	E4	2,13	110
	50	1,82	94
	27 / E6	1,91	99
	E7	2,13	110
	E8	1,90	98
	29 / 61	1,94	101
	E5	2,00	104
	62	1,87	97
	30 / 67	1,79	93
	68	1,22	63
<u>Milz</u>	20 / 3	1,74	90
	21 / 9	1,73	90
	22 / 14	1,84	95
	17	1,71	89
<u>Wirbel</u>	21 / 10	0,91	47
	11	0,80	41
	22 / 19	0,95	49
	21	0,85	44
	23 / 25	0,99	51
	30	0,84	44
	26 / 51	2,08	108
	53	2,17	112
	27 / 54	1,96	102
	55	2,07	107
	28 / 60	2,08	108
	29 / 64	2,02	105
<u>Niere links</u>	20 / 3	1,74	90
	21 / 9	1,73	90
	22 / 17	1,71	89
	18	0,34	18
	23 / 24	1,13	59
	28	1,33	69
	29	0,26	13

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	Dosis in Gy	Dosis in % der HD
<u>Niere</u>	24 / 35	0,18	9
<u>links</u>	36	0,28	15
	25 / 43	0,16	8
	44	0,28	15
<u>Niere</u>	21 / 8	0,25	13
<u>rechts</u>	22 / 20	0,24	12
	23 / 26	0,26	13
	27	0,13	7
	24 / 33	0,27	14
	34	0,15	8
	37	0,13	7
	25 / 41	0,30	16
	42	0,15	8
	45	0,27	14
	46	0,15	8
<u>Ovarien</u>			
<u>normal</u>	30 / 70	1,71	89
<u>links</u>	73	1,81	94
<u>rechts</u>	30 / 72	1,60	83
	76	1,23	64
<u>cranial</u>			
<u>links</u>	28 / 56	0,20	10
<u>rechts</u>	28 / 57	0,18	9
	29 / 63	0,20	10
<u>caudal</u>	30 / 71	1,04	54
	75	0,84	44
	31 / 80	0,35	18
	81	1,23	64
	82	0,37	19
	83	0,73	38
	84	0,37	19
	85	1,18	61
<u>Testes</u>	H1	0,07	4
	H2	0,07	4
	H3	0,06	3
	H4	0,06	3

Organ	Scheibe/ Meßpunkt	Dosis in Gy	Dosis in % der HD
<u>Leber</u>	20 / 1	1,38	72
	2	0,20	10
	21 / 4	1,99	103
	5	1,42	74
	6	0,10	5
	7	1,76	91
	8	0,25	13
<u>Pan- kreas</u>	22 / 12	1,50	78
	13	1,25	65
<u>Dünn- darm</u>	26 / 48	0,27	14
<u>Rektum</u>	31 / 84	0,37	19
	86	0,77	40
	33 / 90	0,19	10
<u>Crista iliaca</u>	28 / 58	0,10	5
	59	0,11	6

8. Anhang III: Ausgewählte Darstellungen von Isodosenverläufen in Horizontalebene

8.1 Vorbemerkungen

- Die Isodosenverläufe wurden nur für die Feldform für Frauen bestimmt.
- Die aufgezeichneten Scheibenumrisse entsprechen den Umrissen des Unterrandes der jeweils cranial gelegenen Phantomscheibe; die Aufsicht erfolgt von oben.
Orientierung: l: links; r: rechts;
v: ventral; d: dorsal
- Die Skelettkonturen sind aus Röntgenbildern der jeweiligen cranialen Phantomscheiben übernommen.
- Die Organumrisse sind in jeder Darstellung aufgezeichnet.
- Die Zahlen von 0,5 bis 9 in jeder Isodosendarstellung ergeben mit 10 multipliziert die jeweilige Isodose, d.h. sie stellen Dezentilen dar. Diese Bezeichnung wurde wegen besserer Übersichtlichkeit gewählt.
- Die Punkte geben die Lage der TLD-Meßpunkte in der jeweils cranialen Phantomscheibe an.
- Die Zahlen neben den Punkten entsprechen den in der betreffenden Phantomscheibe bei der angegebenen Feldform mit TLD bestimmten Durchschnittswerten mehrerer Messungen als Prozent der durchschnittlichen Herddosis. Der TLD-Meßpunkt befand sich dabei etwa 1 cm cranial der Filmebene.
- Die Lage der ausgewählten Filmebenen im Alderson-Phantom zeigt Abb. 60.

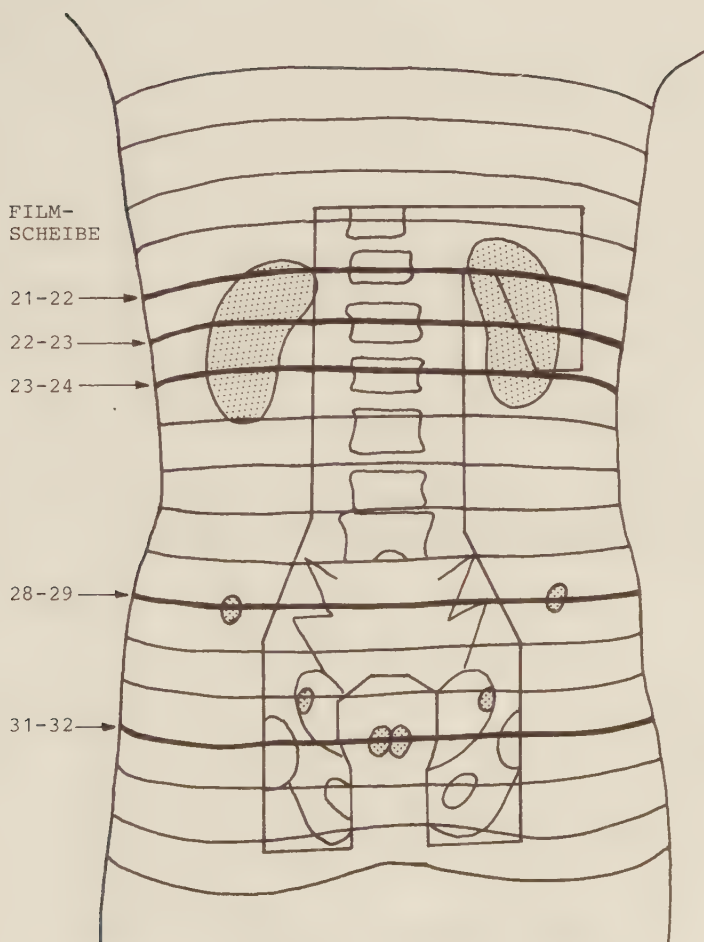


Abb. 60: Lokalisation der ausgewählten Filmscheiben zur Isodosendarstellung im Alderson-Phantom; Angedeutet sind auch die Konturen der Nieren, der Ovarien in Normallage und der cranio-lateral und caudomedial verlagerten Ovarien.

8.2 10 MV-Röntgenstrahlung

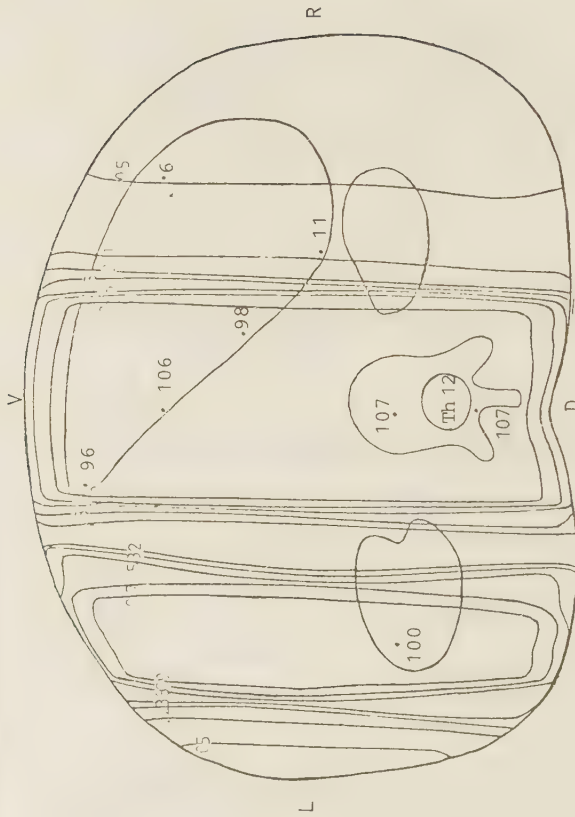


Abb. 61: Filmscheibe 21-22, 10 MV-Strahlung, Feldform ohne Rückenmarkssatellit:
Wirbelhöhe Th 12; Leber, Nieren

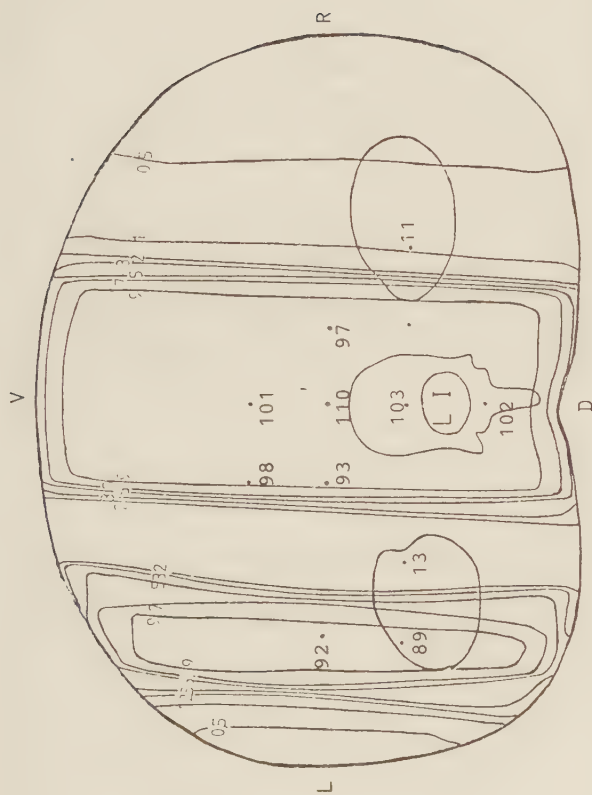


Abb. 62: Filmscheibe 22-23; 10 MV-Strahlung, Feldform ohne Rückenmarksatellit; Wirbelhöhe L I; Nieren;

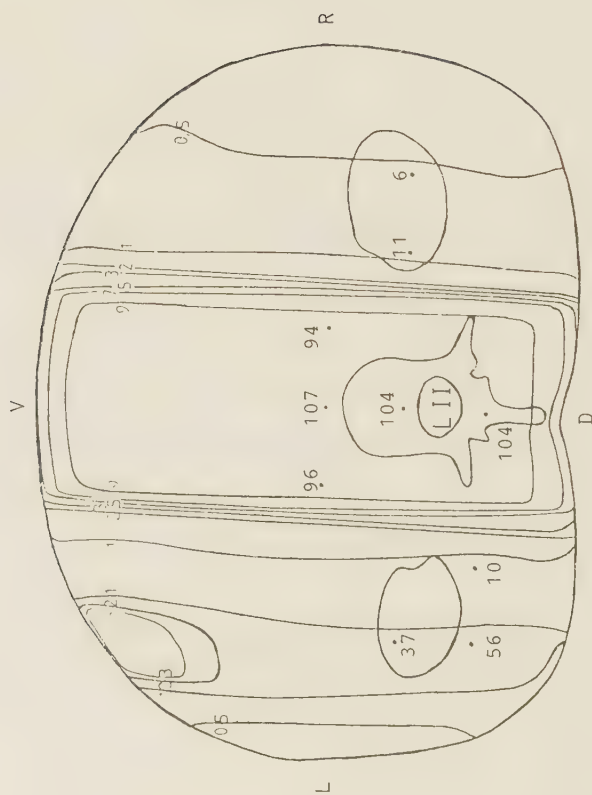


Abb. 63: Filmscheibe 23-24; 10 MV-Strahlung, Feldform ohne Rückenmarksatellit;
Wirbelhöhe L II; Nieren;

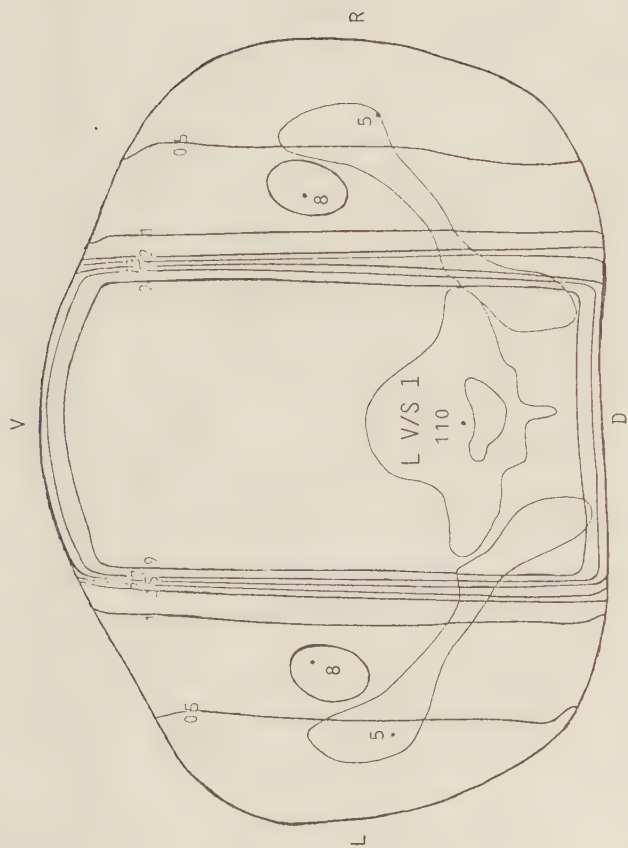


Abb. 64: Filmscheibe 28-29; 10 MV-Strahlung, Feldform ohne Rückenmarksatellit; Wirbelhöhe L V / S 1; Beckenschaufeln, laterocranial verlagerte Ovarien;

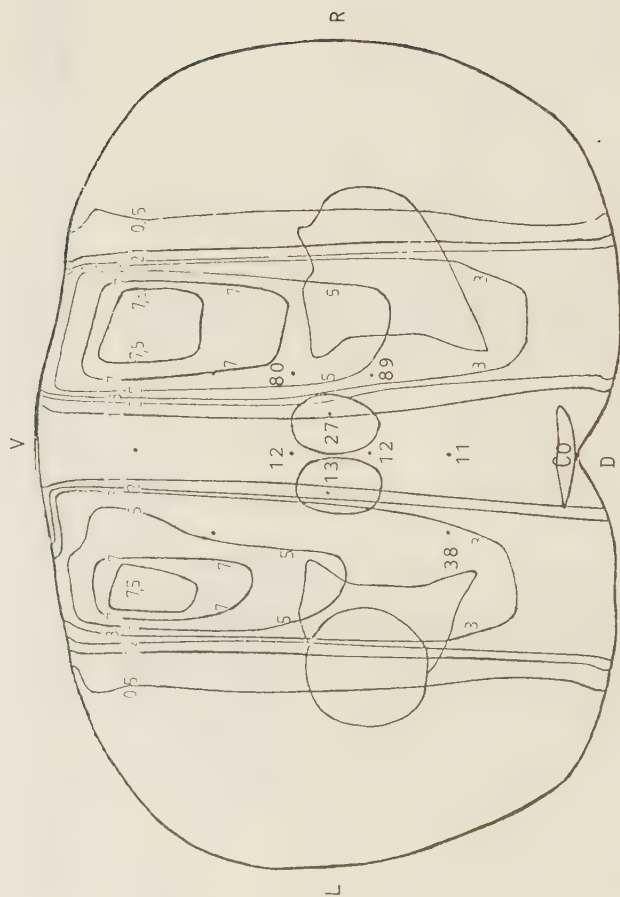


Abb. 65: Filmscheibe 31-32; 10 MV-Strahlung, Feldform ohne Rückenmarkssattelit;

Wirbelhöhe: Co; caudomedial verlagerte Ovarien

8.3 6 MV-Röntgenstrahlung

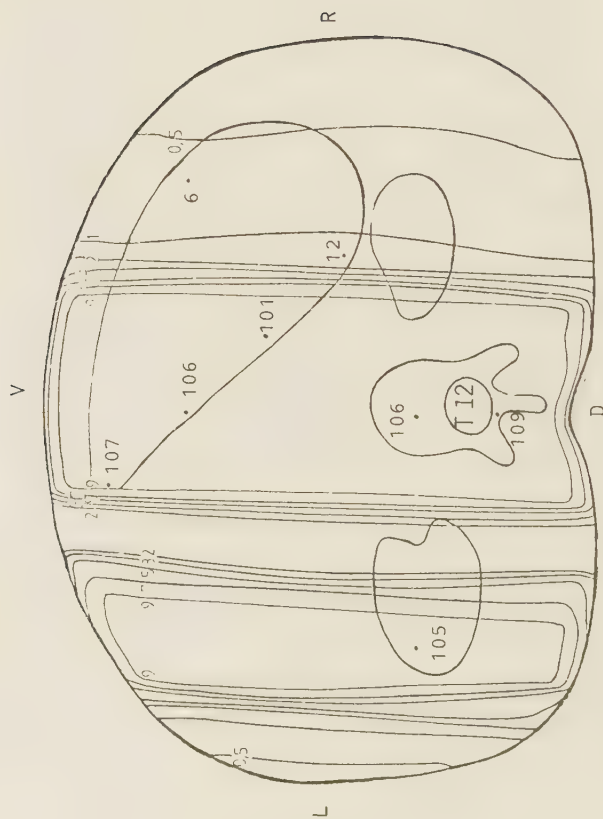


Abb. 67: Filmscheibe 21-22; 6 MV-Strahlung; Feldform ohne Rückenmarkssattelit;
Wirbelhöhe Th 12; Leber, Nieren;

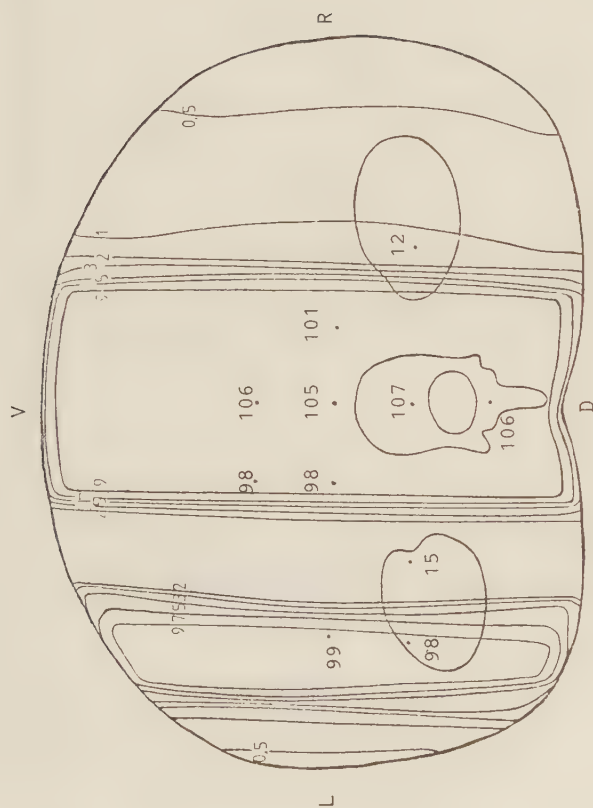


Abb. 68: Filmscheibe 22-23; 6 MV-Strahlung; Feldform ohne Rückenmarkssatellit;
Wirbelhöhe L I; Nieren;

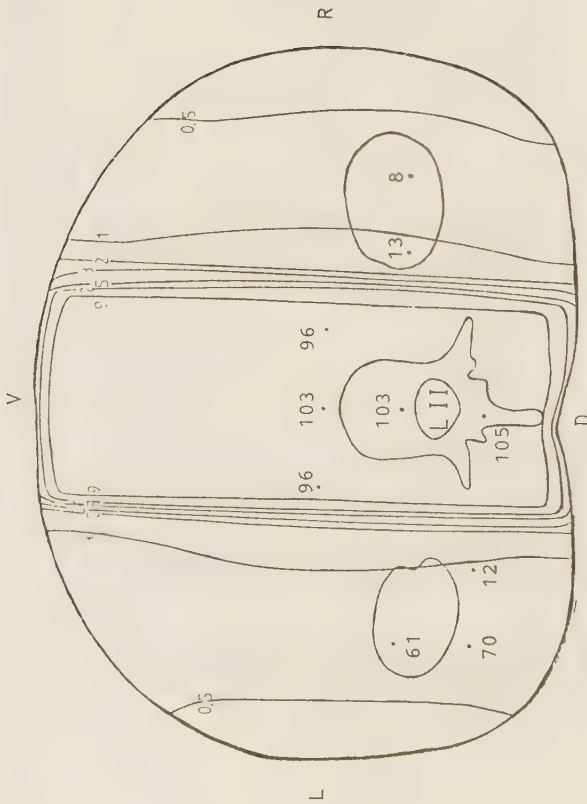


Abb. 69: Filmscheibe 23-24; 6 MV-Strahlung; Feldform ohne Rückenmarkssatellit;
Wirbelhöhe L II; Nieren;

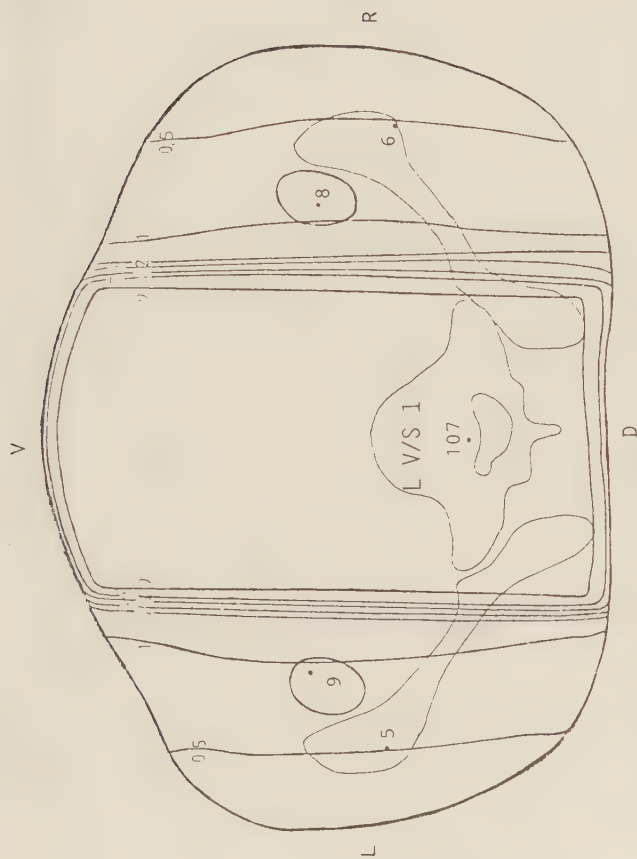


Abb. 70: Filmscheibe 28-29; 6 MV-Strahlung; Feldform ohne Rückenmarkssatellit;
Wirbelhöhe L V / S 1; Beckenschaufeln, laterocranial verlagerte Ovarien;

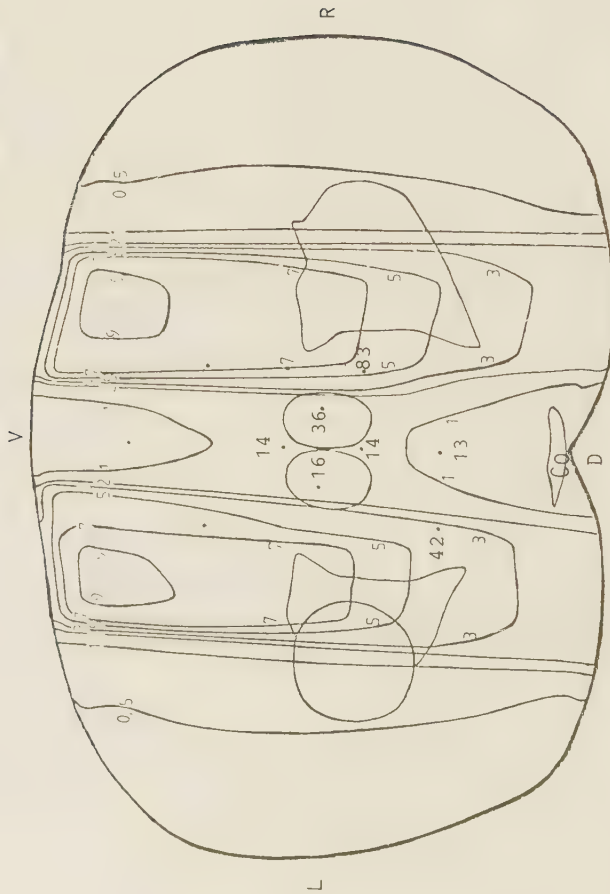


Abb. 71: Filmscheibe 31-32; 6 MV-Strahlung; Feldform ohne Rückenmarksatellit;
Wirbelhöhe: Co: caudomedial verlagerte Ovarien;

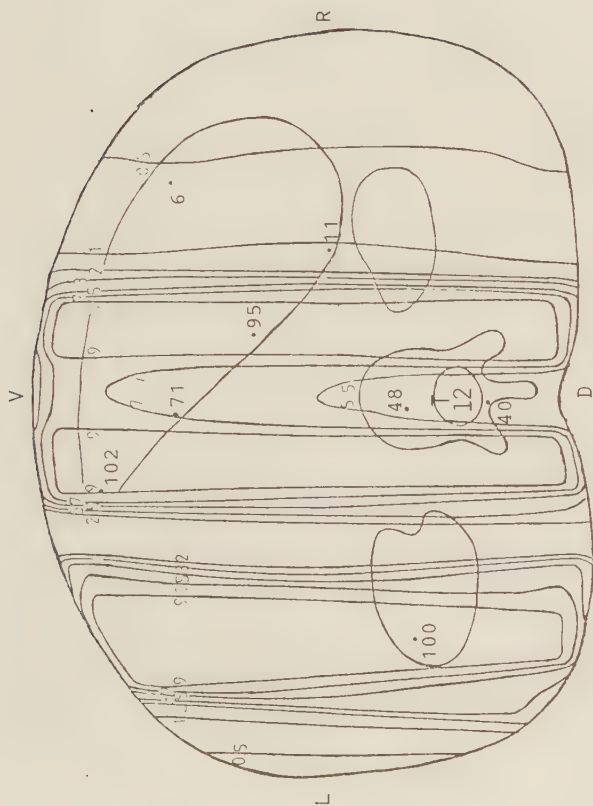


Abb. 72: Filmscheibe 21-22; 6 MV-Strahlung; Feldform mit Rückenmarkssattel; Wirbelhöhe Th 12; Leber, Nieren;

8.4 Kobalt-60-Strahlung

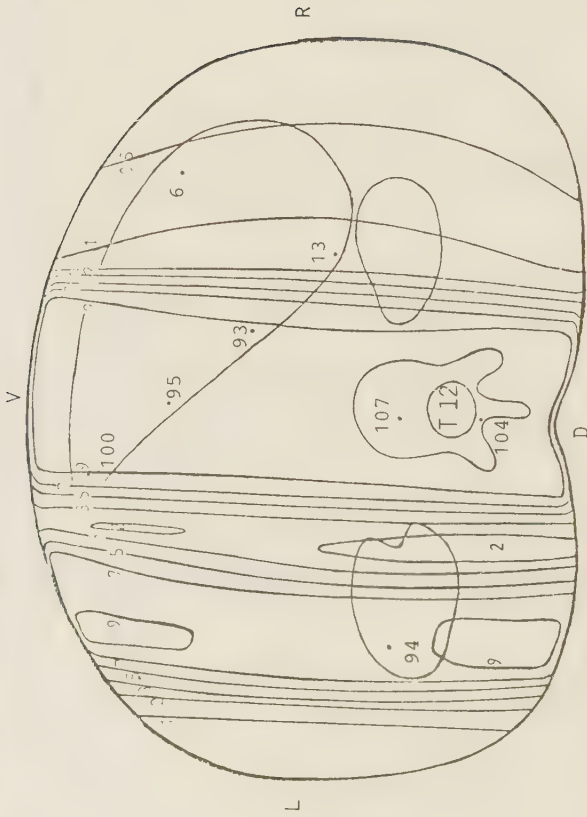


Abb. 73: Filmscheibe 21-22; Co-60-Strahlung; Feldform ohne Rückenmarksatellit;
Wirbelhöhe Th 12; Leber, Nieren;

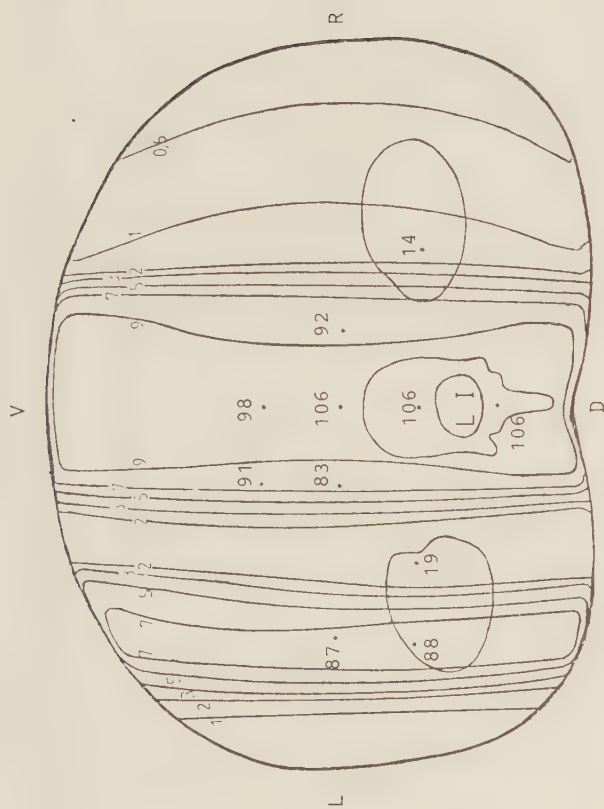


Abb. 74: Filmscheibe 22-23; Co-60-Strahlung; Feldform ohne Rückenmarkssatellit;
Wirbelhöhe L I; Nieren;

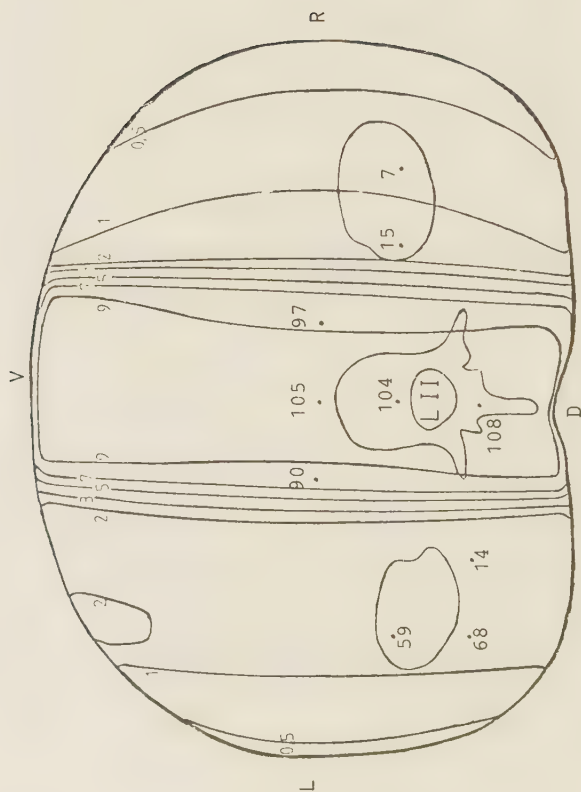


Abb. 75: Filmscheibe 23-24; Co-60-Strahlung; Feldform ohne Rückenmarkssatellit;
Wirbelhöhe L II; Nieren;

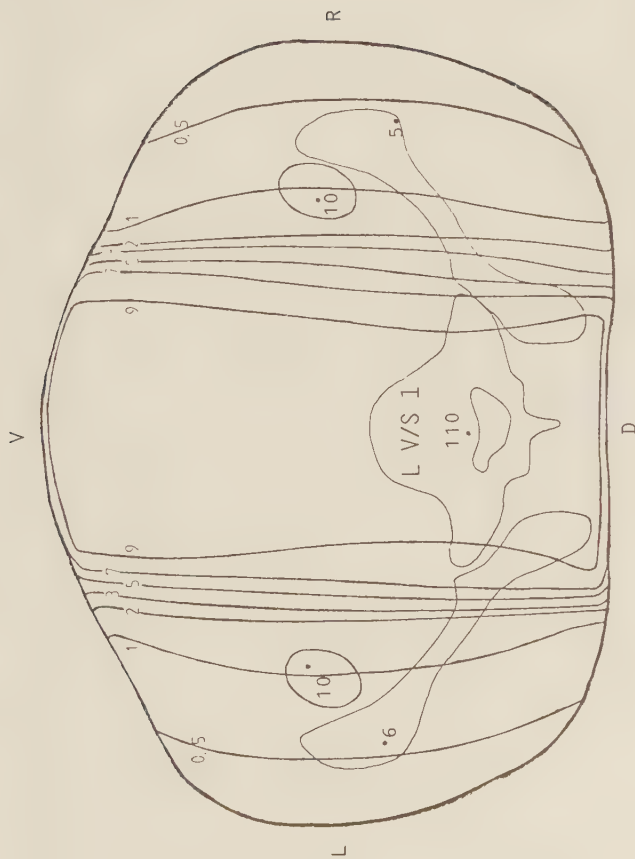


Abb. 76: Filmscheibe 28-29; Co-60-Strahlung; Feldform ohne Rückenmarkssatellit;
Wirbelhöhe L V / S 1; Beckenschaukeln, laterocranial verlagerte Ova-
rien;

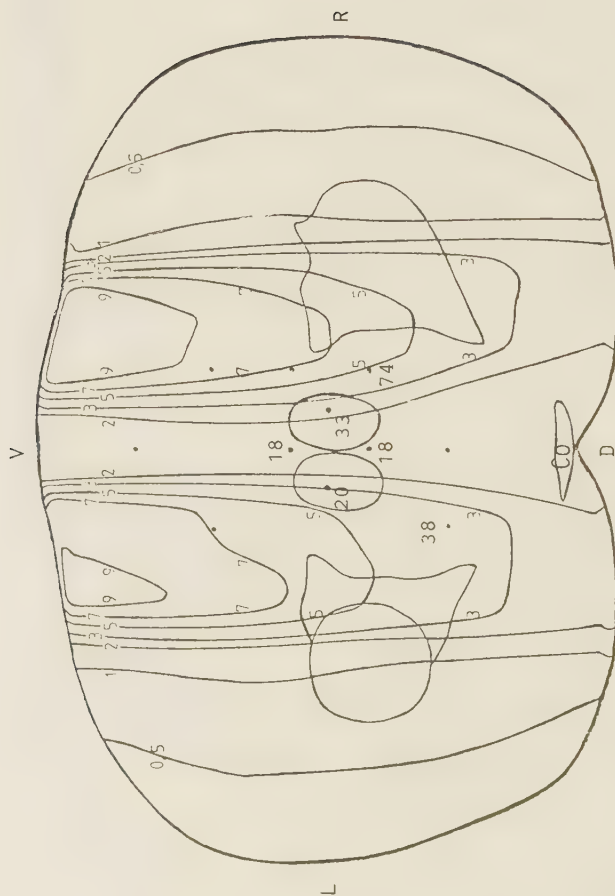


Abb. 77: Filmscheibe 31-32; Co-60-Strahlung; Feldform ohne Rückenmarkssattelit;
Wirbelhöhe: Co; caudomedial verlagerte Ovarien;

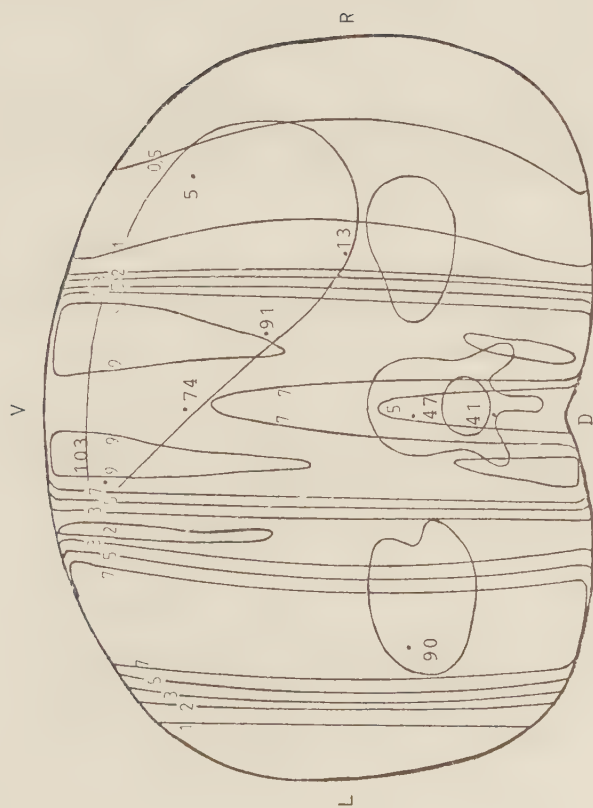


Abb. 78: Filmscheibe 21-22; Co-60-Strahlung; Feldform mit Rückenmarkssatellit;
Wirbelhöhe Th 12; Leber, Nieren;

9. Literaturverzeichnis

1. Anderson, W. A. D., J. M. Kissane:
Pathology.
C. U. Mosby Comp., Saint Louis, Vol. I,
S. 357 - 362, (1977)
2. Andrews, J. R.:
The Radiobiology of Human Cancer Radiotherapy.
W. B. Saunders Comp., Philadelphia, London,
Toronto, S. 95 - 103, (1968)
3. Arndt, J.:
Medizinische Radiologie.
VEB Gustav Fischer Verlag, Jena, S. 50 - 62,
(1967)
4. Birkhead, B. M., C. E. Dobbs, M. F. Beard et al.:
Assessment of renal function following irradiation of the intact spleen for Hodgkin's disease.
Radiology 130: 473 - 475, (1979)
5. Carbone, P. P., H. S. Kaplan, K. Musshoff,
I. W. Smithers, M. Tubiana:
Report of the Hodgkin's disease staging classification committee. Conference on staging in Hodgkin's disease.
Cancer Res. 28: 811 - 822, (1971)

6. Crommelin, M. A., D. Bakker:
Bestrahlungsplanung mit irregulären Feldern.
Röntgenstr. 44: 38 - 51, (1980)
7. Deutsche Normen:
Dosismeßverfahren in der radiologischen Technik - DIN 6800 Teil 1.
Beuth Verlag, Berlin und Köln, (1980)
8. Deutsche Normen:
Dosismeßverfahren in der radiologischen Technik - Ionisationsdosimetrie, DIN 6800 Teil 2.
Beuth Verlag, Berlin und Köln, (1980)
9. Deutsche Normen:
Dosismeßverfahren in der radiologischen Technik - Filmdosimetrie, DIN 6800 Teil 4.
Beuth Verlag, Berlin und Köln, (1980)
10. Deutsche Normen:
Dosismeßverfahren in der radiologischen Technik - Thermolumineszenz-Dosimetrie, DIN 6800 Teil 5.
Beuth Verlag, Berlin und Köln, (1980)
11. Frank, M., W. Stolz:
Festkörperdosimetrie ionisierender Strahlung.
Verlag Chemie, Weinheim/Bergstr., (1969)
12. Gambarelli, J., G. Guérinel, L. Chevrot, M. Mattèi:
Computerized Axial Tomography.
Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York,
S. 159 - 247, (1977)

13. Greiner, R.:
Die Erholung der Spermatogenese nach fraktionierter, niedrigdosierter Bestrahlung der männlichen Gonaden.
Strahlentherapie 158: 342 - 355, (1982)
14. Gutensohn, N., Ph. Cole:
Epidemiology of Hodgkin's disease.
Sem. Oncol. 7: 92 - 100, (1980)
15. Harshaw Chemical Company:
Atlas of Automated TL Analyser System.
The Harshaw Chemical Company, Solon/Ohio, USA
16. Herrmann, Th.:
Klinische Strahlenbiologie.
Steinkopff Verlag, Darmstadt, S. 63 - 94,
(1978)
17. Hoppe, R. T.:
Radiation therapy in the treatment of Hodgkin's disease.
Sem. Oncol. 7: 144 - 154, (1980)
18. Jackson, H. L., A. C. Hass, D. Sooby, C. H. Marschke:
The gonadal exposure of boys and young men treated with inverted "Y" fields: its reduction and genetic significance.
Radiology 96: 181 - 186, (1970)
19. Kaplan, H. S.:
Hodgkin's disease: unfolding concepts concerning its nature, management and prognosis.
Cancer 45: 2439 - 2474, (1980)

20. Kimmig, B., B. Kober, D. Fehrentz:
Gonadenbelastung bei der Strahlentherapie
des retroperitonealen Lymphsystems.
Therapiewoche 30: 3445 - 3448, (1980)
21. Krämer, K.:
Systematische Untersuchung der Eigenschaften
von Thermolumineszenz-Dosimetern für Zwecke
der Röntgendiagnostik und -therapie.
Inaugural-Dissertation, Friedrich-Alexander-
Universität, Erlangen, (1975)
22. Lennert, K.:
Blut und blutbildende Organe.
In: Eder, M., P. Gedigk (Hrsg.):
Lehrbuch der Allgemeinen Pathologie und der
Pathologischen Anatomie, S. 343 - 412,
Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York,
(1977)
23. Lushbaugh, C. C., G. W. Casarett:
The effects of gonadal irradiation in clinical
radiation therapy: a review.
Cancer 37: 1111 - 1120, (1976)
24. Makoski, H.-B.:
Streustrahlprobleme, Strahlenbelastung und
Risikoorgane bei Großfeldbestrahlungen am
Beispiel des Morbus Hodgkin.
In: Kimmig, B., B. Kober, D. Fehrentz:
Gonadenbelastung bei der Strahlentherapie
des retroperitonealen Lymphsystems.
Therapiewoche 30: 3445 - 3448, (1980)

25. McKinlay, A. F.:
Thermoluminescence Dosimetry.
Adam Hilger Ltd, Bristol, (1981)
26. McMinn, R. M., R. T. Hutchings, J. W. Rohen:
Photographischer Atlas der Anatomie des
Menschen.
F. K. Schattauer, Stuttgart, New York, (1977)
27. Million, R. R.:
Malignant lymphoma.
Division of Radiation Therapy, University
of Florida, (1978)
28. Musshoff, K., J. Slanina:
Maligne Systemerkrankungen.
In: Scherer, E. (Hrsg.):
Strahlentherapie - Radiologische Onkologie,
S. 870 ff,
Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York,
(1980)
29. Nemec, H. W., E. Walther:
Zur Dosisverteilung der 8 MeV-Bremsstrahlung
bei der Mantelfeldtechnik.
Strahlentherapie 155: 557 - 561, (1979)
30. Page, V., A. Gardner, C. J. Karzmark:
Physical and dosimetric aspects of the radio-
therapy of malignant lymphoma,
II. the inverted-Y technique.
Radiology 96: 619 - 626, (1970)

31. Ray, G. R., H. W. Trueblood, L. P. Enright et al.:
Oophoropexy: a means of preserving ovarian
function following pelvic megavoltage radio-
therapy for Hodgkin's disease.
Radiology 96: 175 - 180, (1970)
32. Regulla, D.:
Kritische Betrachtungen zur Radio-
thermolumineszenzdosimetrie.
stud. biophys. 26: 31 - 40, (1971)
33. Rohen, J. W.:
Topographische Anatomie.
F. K. Schattauer, Stuttgart, New York, (1977)
34. Schertel, L., R. Mohring:
Computertomographie und Milzbestrahlung.
Electromedica 4: 171 - 180, (1979)
35. Schnepfer, E.:
Strahlennephritis.
In: Losse, H. und Renner, E. (Hrsg.):
Klinische Nephrologie, S. 203 - 207,
Georg Thieme, Stuttgart, New York, (1982)
36. Schreglmann, E. J.:
Ein sterilisierbares Dosimeter zur Messung
der Strahlenbelastung der Hände bei Opera-
tionen unter Durchleuchtungskontrolle.
Inaugural-Dissertation, Friedrich-Alexander-
Universität, Erlangen, (1976)

37. Sharma, S. C., J. F. Williamson, F. M. Khan,
C. K. K. Lee:
Measurement and calculation of ovary and
fetus dose in extended field radiotherapy
for 10 MV X rays.
J. Radiol. Oncol. Biol. Phys. 7: 843 - 846,
(1981)
38. Siemens AG:
Mevatron 20: Bedienungsanleitung.
Siemens AG, Berlin und München, (1979)
39. Siemens AG:
Mevatron 67: Technische Spezifikation.
Siemens AG, Erlangen, (1980)
40. Slanina, J., K. Musshoff, Th. Rahner, R. Stiasny:
Long-term side effects in irradiated patients
with Hodgkin's disease.
J. Radiol. Oncol. Biol. Phys. 2: 1 - 19, (1977)
41. Sobotta, J., H. Becher:
Atlas der Anatomie des Menschen.
Urban & Schwarzenberg, München, Berlin, Wien,
(1972)
42. Stephan, G.:
Strahlenbiologische Grundlagen des Strahlen-
schutzes einschließlich der Wirkungen kleiner
Dosen.
In: Kimmig, B., B. Kober, D. Fehrentz:
Gonadenbelastung bei der Strahlentherapie
des retroperitonealen Lymphsystems.
Therapiewoche 30: 3445 - 3448, (1980)

43. Thar, T. L., R. R. Million:
Complications of radiation treatment of
Hodgkin's disease.
Sem. Oncol. 7: 174 - 183, (1980)
44. Voss, A. C., B. Marquardt:
Zur Dosisverteilung beim Mantelfeld mit
8 MeV-Röntgenstrahlung.
Strahlentherapie 156: 809 - 817, (1980)
45. Wachsmann, F., G. Drexler:
Graphs and Tables for Use in Radiology.
Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York,
(1976)
46. Weishaar, J., V. Heckel, A. Reuß:
Die Auswirkungen der Größe von Kobalt-60-
Quellen (1 und 2 cm) auf Feldlänge, Halb-
schattenbreite, Dosisverteilung und Flanken-
steilheit bei Bestrahlung mit und ohne
Halbschattentrimmer.
Strahlentherapie 140: 173 - 184, (1970)

Danksagungen

Herrn Professor Dr. med. Rolf Sauer, Vorstand der Strahlentherapeutischen Universitätsklinik Erlangen, danke ich für die Überlassung des Dissertations-Themas und die Anregungen bei der Durchführung dieser Arbeit.

Besonders danken möchte ich Herrn Dipl. Phys. Dr. rer. nat. R. Müller, der durch sein umfassendes Fachwissen und seinen Sachverstand wesentlich zum Gelingen der Arbeit beigetragen hat.

Weiterhin danke ich allen Mitarbeitern der Strahlentherapeutischen Universitätsklinik Erlangen, speziell Frau Rahn und Herrn Dr. med. H.-J. Thiel, für Rat und Hilfe.

Schließlich gilt mein Dank den Mitarbeitern des Instituts für Radiologie der Universität Erlangen-Nürnberg (Vorstand Prof. Dr. Dr. H. Pauly) für die tatkräftige Unterstützung und die großzügige Überlassung der Dosimetriegeräte.

Nicht zuletzt bedanke ich mich bei Herrn Dr. rer. nat. M. Säbel, Radiologische Abteilung der Universitäts-Frauenklinik Erlangen (Vorstand Prof. Dr. J. Weishaar), für die freundliche Unterstützung bei den Versuchen am Telekobaltgerät.

Lebenslauf Georg Dorsch

Am 22. August 1958 wurde ich als erstes Kind des städtischen Oberverwaltungsrates Walter Dorsch und seiner Ehefrau Betti, geb. Körber, in Fürth/Bayern geboren.

Von 1965 an besuchte ich die Grundschule an der Ottostraße in Fürth, um 1969 in den mathematisch-naturwissenschaftlichen Zweig des Hardenberg-Gymnasiums in Fürth überzutreten. Dort erlangte ich 1977 - es war mir möglich, durch die Teilnahme am sog. Leistungszug ein Schuljahr einzusparen - die Allgemeine Hochschulreife.

Im Wintersemester 1977/78 nahm ich das Studium der Medizin an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg auf. Im September 1979 legte ich die Ärztliche Vorprüfung ab, im September 1980 den ersten Abschnitt, im September 1982 den zweiten Abschnitt und im November 1983 den dritten Abschnitt der Ärztlichen Prüfung.

Die Approbation als Arzt wurde mir am 29. November 1983 erteilt. Seit 1. Januar 1984 bin ich an der II. Medizinischen Klinik des Stadtkrankenhauses in Fürth als Assistenzarzt tätig.

COPY-SHOP

Pfarrstraße 9
8520 Erlangen Tel. 28525